

THÈSES

PRÉSENTÉES

A LA FACULTÉ DES SCIENCES
DE L'UNIVERSITÉ DE PARIS

POUR OBTENIR

LE GRADE DE DOCTEUR ÈS SCIENCES NATURELLES

PAR

FRANÇOIS VIOLETTE

MÉDECIN-COMMANDANT
BIOLOGISTE DU SERVICE DE SANTÉ DE L'AIR
LICENCIÉ ÈS SCIENCES NATURELLES

1^{re} THÈSE

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE ET THÉORIQUE DE LA DÉCOMPRESSION EXPLOSIVE
ET DE SES EFFETS PHYSIOLOGIQUES

2^e THÈSE

PROPOSITIONS DONNÉES PAR LA FACULTÉ

LES NOTIONS MODERNES CONCERNANT L'AIR ALVÉOLAIRE

Soutenues le 14 mars 1955, devant la Commission d'Examen

Jury	{	MM. MONNIER	{	Président.
		FORTIER		Examineurs.
		LENORMANT		

THÈSES

PRÉSENTÉES

A LA FACULTÉ DES SCIENCES
DE L'UNIVERSITÉ DE PARIS

POUR OBTENIR

LE GRADE DE DOCTEUR ÈS SCIENCES NATURELLES

PAR

FRANÇOIS VIOLETTE

MÉDECIN-COMMANDANT
BIOLOGISTE DU SERVICE DE SANTÉ DE L'AIR
LICENCIÉ ÈS SCIENCES NATURELLES

1^{re} THÈSE

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE ET THÉORIQUE DE LA DÉCOMPRESSION EXPLOSIVE
ET DE SES EFFETS PHYSIOLOGIQUES

2^e THÈSE

PROPOSITIONS DONNÉES PAR LA FACULTÉ

LES NOTIONS MODERNES CONCERNANT L'AIR ALVÉOLAIRE

Soutenues le 14 mars 1955, devant la Commission d'Examen

Jury	{	MM. MONNIER	{	Président.
		FORTIER		Examineurs.
		LENORMANT		



ÉTUDE EXPÉRIMENTALE ET THÉORIQUE
DE LA DÉCOMPRESSION EXPLOSIVE
ET DE SES EFFETS PHYSIOLOGIQUES

FACULTÉ DES SCIENCES DE L'UNIVERSITÉ DE PARIS

Doyen J. PÉRÈS

PROFESSEURS

G. JULIA	T	Analyse supérieure et Algèbre supérieure.	LAPORTE	T	Physique générale et Radio-activité.
E. DARMOIS . . .	T	Enseignement de Physique.	JANET	T	Mécanique analytique et mécanique céleste.
Robert LÉVY . .	T	Physiologie comparée.	PETIT	T	Biologie maritime.
FOCH	T	Mécanique physique et expérimentale.	QUENEY	T	Météorologie et dynamique atmosphérique.
PAUTHENIER . .	T	Électrotechnique générale.	GALLIEN	T	Embryologie.
DE BROGLIE . . .	T	Théories physiques.	EICHHORN	T	Biologie végétale (P.C.B.).
JOB	T	Chimie générale.	DE CUGNAC . . .		Biologie végétale (P.C.B.).
PRENANT	T	Anatomie et Histologie comparées.	M ^{lle} CAUCHOIS . .	T	Chimie-physique.
GARNIER	T	Géométrie supérieure.	THELLIER	T	Physique du globe.
PÉRÈS	T	Mécanique des fluides et applications.	AUDUBERT	T	Électrochimie.
LAUGIER	T	Physiologie générale.	L'HÉRITIER . . .	T	Génétique.
M. CURIE	T	Physique (P.C.B.).	GRIVET	T	Radio-électricité.
BARRABÉ	T	Géologie structurale et Géologie appliquée.	PONCIN	T	Mécanique des fluides.
G. DARMOIS . . .	T	Calcul des probabilités et Physique mathématique.	THIRY	T	Mécanique appliquée.
Jacques BOURCART .	T	Géographie physique et Géologie dynamique.	DUBREIL	T	Arithmétique et théorie des nombres.
M ^{me} JOLIO-CURIE .	T	Physique générale et Radio-activité.	QUELET	T	Chimie organique.
PLANTEFOL . . .	T	Botanique.	CAGNIARD	T	Géophysique appliquée.
CABANNES	T	Recherches physiques.	CHAMPETIER . . .	T	Chimie macromoléculaire.
GRASSÉ	T	Évolution des êtres organisés.	CUVILLIER	T	Géologie structurale et Géologie appliquée.
PRÉVOST	T	Chimie organique.	JUNG	T	Pétrographie.
BOULIGAND . . .	T	Application de l'analyse à la géométrie.	TRILLAT	T	Chimie-Physique.
CHAUDRON	T	Chimie appliquée.	WIEMANN	T	Chimie (M.P.C.).
WYART	T	Minéralogie.	JACQUINOT	T	Spectroscopie et physique céleste.
TEISSIER	T	Zoologie.	VASSY		Physique de l'atmosphère.
MANGENOT	T	Biologie végétale.	DESTOUCHES . . .		Théories physiques.
P. AUGER	T	Physique quantique et relativité.	M. PRUVOST	T	Géologie.
MONNIER	T	Physiologie des fonctions.	AMIEL	T	Chimie (P.C.B.).
PIVETEAU	T	Géologie.	HOCART	T	Minéralogie.
ROCARD	T	Physique (E.N.S.).	J.-P. MATHIEU . .	T	Physique (P.C.B.).
H. CARTAN	T	Mathématiques (E. N. Supérieure).	COUTEAUX		Biologie animale (P.C.B.).
LAFFITTE	T	Chimie générale.	MAY		Biologie animale (P.C.B.).
FAVARD	T	Mécanique générale.	CHOQUET	T	Calcul différentiel et intégral.
COULOMB	T	Physique du globe.	FELDMANN		Biologie (P.C.B.).
M ^{lle} COUSIN	T	Biologie animale (P.C.B.).	GUINIER	T	Physique (P.C.B.).
CHRÉTIEN	T	Chimie minérale.	JOST	T	Biologie (P.C.B.).
P. DRACH	T	Zoologie.	FORTER		Calcul des probabilités.
KASTLER	T	Physique.	SCHWARTZ	T	Méthode math. de la Physique.
EPHRUSSI	T	Génétique.	CHOUARD	T	Physiologie Végétale.
WURMSER	T	Biologie physico-chimique.	MALAVARD	T	Aviation.
RIVIÈRE		Géologie (S.P.C.N.).	BRELOT	T	Calcul différentiel.
GAUTHERET . . .	T	Biologie Végétale (P.C.B.).	NORMANT	T	Chimie (P.C.B.).
LUCAS	T	Physique.	BENARD		Chimie (P.C.B.).
A. THOMAS	T	Biologie Cellulaire.	BUVAT		Botanique (E.N.S.).
ARNULF	T	Optique appliquée.	DUGUE		Statistique Mathématiques.
MAX MORAND . .		Physique.	GELOSO		Chimie (P.C.B.).
SOLEILLET	T	Physique.	SOULAIRAC		Psychophysiologie.
FORTIER	T	Mécanique expérimentale des fluides.	ULRICH		Physiologie végétale.
DANJON	T	Astronomie.	MARÉCHAL		Optique théorique et appliquée.
FROMAGEOT . . .	T	Chimie biologique.	KIRRMANN	T	Théories chimiques.
			CHADEFAUD		Botanique.
			DESTRIAU		Physique (M.P.C.).
			M ^{lle} LE BRETON . .		Physiologie générale.
			SALEM		Mathématiques générales.

Secrétaire général Ch. MONIER

A ma femme,

A mes parents,

A mes enfants.

A mon cher Maître

A. M. MONNIER

Professeur de Physiologie des Fonctions
à la Sorbonne

Ce travail a été effectué au Centre d'Études de Biologie Aéronautique de l'Armée de l'Air pour la partie expérimentale, à la Sorbonne, sous l'égide de la Chaire de Physiologie des Fonctions, pour la partie théorique.

C'est à mon Maître et Président de thèse, le Professeur MONNIER, que je dois d'avoir pu mener à bon port ces recherches. Après m'avoir très affectueusement accueilli dans un laboratoire, siège d'une tradition illustre, il a accepté de diriger, pendant quatre années, l'élaboration d'un travail auquel il a porté un intérêt particulier. Il ne m'a jamais mesuré un temps particulièrement précieux, ni ménagé enseignements, encouragements et utiles conseils.

Il a été le Maître éclairé et le Guide, sans qui ce travail n'aurait pu être mené à bien. Il a tenu à me faire le grand honneur et la grande joie de me conférer, lui-même, le grade qu'il m'a tant aidé à conquérir. Qu'il me permette de lui témoigner ici ma reconnaissance la plus profonde.

Mon Maître, le Professeur GRANDPIERRE, a libéralement mis à ma disposition les ressources si grandes du Centre d'Études de Biologie Aéronautique, sans lesquelles ces recherches n'auraient pu être entreprises. Il ne m'a ménagé ni les encouragements ni les conseils au cours de l'élaboration d'un travail pour lequel il a toujours manifesté le plus vif intérêt. Je le prie d'accepter l'expression de ma profonde gratitude.

J'ai trouvé l'accueil le plus bienveillant auprès du Professeur FORTIER qui a bien voulu s'intéresser à ce travail et me conseiller pour aborder la partie de cette recherche qui ressort plus spécialement à sa discipline. Le Professeur LENORMANT m'a apporté de bien utiles suggestions et l'aide si sympathique d'une longue amitié. L'un et l'autre ont accepté de faire partie de mon Jury, je leur adresse mes remerciements reconnaissants.

Je désire, enfin, exprimer toute ma reconnaissance à mon Maître, le Professeur TREFOUEL, dont j'ai constamment éprouvé la bienveillante sollicitude et à qui je dois mon orientation définitive vers la Recherche.

Que tous ceux qui m'ont apporté une aide amicale et efficace, et tout particulièrement le Personnel du Centre d'Études de Biologie Aéronautique, trouvent ici l'expression de mes remerciements.

TABLE DES MATIÈRES

	PAGES
INTRODUCTION	1

CHAPITRE PREMIER

Rappel historique	3
<i>Les premières recherches</i>	3
<i>Les recherches allemandes</i>	5
<i>Les recherches américaines</i>	6
A. — Etudes expérimentales sur l'animal	6
B. — Etudes expérimentales sur l'homme	10
C. — L'essai de synthèse de GAGGE et SWEENEY	12
<i>Résumé du chapitre premier</i>	14

CHAPITRE II

Technique d'étude des décompressions explosives	16
<i>Technique de décompression et son enregistrement</i>	16
Technique de décompression de cabine	16
Technique d'enregistrement des décompressions	17
<i>Etude et discussion d'un ensemble d'enregistrement des phénomènes physiologiques rapidement variables</i>	17
Position du problème	17
Etude des capteurs	18
Etude du système de transmission	19
Discussion du système électronique de transmission	20
Etude du système d'enregistrement	20
Conclusion de l'étude	21
<i>Réalisation pratique du système d'enregistrement</i>	21
Capteur à variation de capacité	21
Microcapacimètre	22
Câble de liaison capteur-oscillateur	23
Systèmes d'enregistrement	23
Marquage du temps	24
Précautions à prendre entre la prise de pression et le capteur	24
<i>Technique physiologique</i>	25
<i>Résumé du chapitre II</i>	26

CHAPITRE III

	PAGES
La loi de décompression de cabine dans les décompressions explosives	27
<i>La loi expérimentale de décompression de cabine et ses conséquences pratiques</i> . . .	28
Etablissement de la loi de décompression	28
Vitesse de décompression	32
Variation de la vitesse de décompression	32
Densité et masse spécifique du gaz à l'intérieur de la cabine	32
<i>Comparaison des formules expérimentales aux formules théoriques</i>	33
<i>Propriétés du coefficient K et ses conséquences</i>	36
Etude du coefficient K	36
Isothermie de l'écoulement orificiel	41
Essai d'établissement d'une équation d'impulsion	41
Durée de décompression	42
<i>Résumé du chapitre III</i>	44

CHAPITRE IV

Détente et expansion des gaz de l'organisme dans les décompressions explosives . . .	46
Formule de LOVELACE et GAGGE	46
<i>Calcul de l'expansion et du coefficient polytropique de détente</i>	48
Calcul par la formule de GULDBERG et MOEHN	48
Etablissement du graphique pression-volume correspondant à la détente des gaz de l'organisme	48
Calcul approché de l'expansion et du coefficient polytropique de détente	51
Discussion	56
<i>Résumé du chapitre IV</i>	58

CHAPITRE V

La loi de décompression pulmonaire dans les décompressions explosives	60
Difficultés d'étude de la décompression pulmonaire	61
La loi de décompression pulmonaire	62
Signification physiologique du double régime d'écoulement	66
<i>Conséquences aéronautiques</i>	67
Les coefficients de fuite limites	67
Application à la construction des cabines à surpression	67
<i>La décompression de l'oreille moyenne</i>	68
<i>Résumé du chapitre V</i>	69

CHAPITRE VI

	PAGES
La pression pulmonaire pendant la décompression explosive	71
Résultats de la cinématographie à grande vitesse	72
<i>Etude théorique de la pression intrapulmonaire en régime variable</i>	<i>72</i>
Pression pulmonaire absolue et surpression pulmonaire	72
Etude théorique de la variation de pression intrapulmonaire	73
Calcul approché de la surpression intrapulmonaire	76
Principe de la comparaison des courbes théoriques et expérimentales de surpression pulmonaire	77
<i>Comparaison des courbes de surpression pulmonaires expérimentales aux courbes théoriques</i>	<i>77</i>
Technique utilisée	77
Résultats	81
Interprétation des résultats	81
<i>Résumé du chapitre VI</i>	<i>82</i>

CHAPITRE VII

Effets physiologiques de la surpression pulmonaire au cours des décompressions explosives	84
<i>Etude des différents tracés de pressions physiologiques</i>	<i>85</i>
Pression artérielle pulmonaire et pression du liquide céphalo-rachidien	85
Pression intrathoracique extrapleurale et pression veineuse	86
Pression artérielle carotidienne	88
<i>Importance de certains effets physiologiques</i>	<i>90</i>
<i>Résumé du chapitre VII</i>	<i>92</i>

CHAPITRE VIII

La notation rationnelle des décompressions explosives	94
CONCLUSIONS GÉNÉRALES ET RÉSUMÉ	97
BIBLIOGRAPHIE	102

« The mechanics of breathing is a problem requiring... the analytic understanding of an engineer... It is amazing, however, to discover how superficial has been the analysis of the engineering aspects of the subject by physiologists. Perhaps it is because... the flow of air through tubes seemed too simple for serious attention or of too little practical value to medicine. »

Wallace O. FENN
(*Amer. J. Med.*, 1951, **10** : 77)

INTRODUCTION

La mise en surpression des cabines d'avions par rapport à l'atmosphère extérieure permet le vol à des altitudes élevées en soustrayant les passagers à leurs effets physiopathologiques. Mais une perte de surpression peut survenir accidentellement et représente un danger dont la gravité ne saurait être sous-estimée.

Cette perte de surpression revient à une décompression. Elle peut être soit relativement lente (perte d'étanchéité, panne de compresseur), soit rapide (brèche dans le fuselage, perte d'un hublot, d'une verrière). Les effets d'une décompression lente sont connus et prévisibles. Mais, dans le cas d'une décompression rapide (ou, comme on a pris l'habitude de le dire, explosive), on peut se demander si la vitesse de décompression a une importance physiologique et ajoute un risque nouveau.

L'étude d'un tel problème a suscité de nombreuses recherches dont les résultats ont été qualifiés, par certains auteurs, de contradictoires. Elle n'a pas abouti à une théorie satisfaisante des phénomènes observés. Dans ces conditions, nous nous sommes proposé de reprendre les diverses études en nous efforçant, d'une part, de lever des contradictions plus apparentes que réelles et, d'autre part, d'apporter une explication logique et accessible au calcul des diverses constatations expérimentales. Cette recherche, qui ne prétend pas épuiser un sujet particulièrement vaste, nous a ainsi conduit à plusieurs résultats intéressants, aussi bien du point de vue de la physiologie théorique que des applications pratiques.

S'il fallait résumer en quelques mots le mécanisme des effets des décompressions explosives, on pourrait dire que la décompression explosive crée des variations de pression importantes à l'intérieur des cavités closes de l'organisme, qui peuvent entraîner des effets physiologiques divers.

Il est donc logique de diviser notre exposé en deux parties :

1° l'étude théorique et expérimentale des variations de pression en fonction du temps à l'intérieur des cavités closes ;

2° les conséquences physiologiques de ces variations de pression.

Cette étude sera précédée d'un rappel historique et d'un exposé des particularités de nos techniques de recherche.

Ainsi que nos expériences ont permis de l'établir, dans une décompression, deux facteurs interviennent :

1° le coefficient de fuite F (c'est-à-dire le rapport surface de l'orifice de fuite/volume de cabine) ;

2° le rapport R : pression initiale/pression finale.

Nous avons donc adopté comme système de classement des décompressions une notation en coefficient de fuite et en rapport pression initiale/pression finale (que nous appelons rapport de pression). Une telle notation, nous le verrons, est pleinement justifiée par des considérations théoriques et pratiques. L'application de cette notation aux décompressions, dont les conditions sont connues et ont été rapportées par leurs auteurs, nous a permis d'effectuer un classement des décompressions qui est à la fois logique et satisfaisant du point de vue pratique. La mise en abscisses du coefficient de fuite et en ordonnées du rapport de pression fournit en effet, dans le plan, un groupement cohérent des points représentatifs des décompressions susceptibles d'entraîner des lésions, qui laisse prévoir une délimitation suffisamment précise des zones de sécurité et des zones de danger.

Avant de commencer cet exposé nous devons enfin essayer de définir ce qu'est une décompression explosive. Il est imprécis de dire que la décompression explosive est une décompression particulièrement brutale et il faut rechercher une définition susceptible d'être exprimée en chiffres. ARMSTRONG [2], en 1935, proposa d'appeler explosive toute décompression correspondant à une vitesse ascensionnelle dépassant 1 500 m/mn. Bien que séduisante, cette définition est malheureuse pour bien des raisons. Bornons-nous à indiquer que l'équivalent physique de la décompression limite définie par ARMSTRONG est réalisé par la vidange d'un réservoir d'1 m³ à travers un orifice de 14 mm² (c'est le trou fait par un gros clou). Aussi, croyons-nous préférable d'abandonner la définition d'ARMSTRONG en conservant cependant une division des décompressions en deux classes : les décompressions lentes et les décompressions rapides (ou explosives). Nous proposons la définition suivante dont nous verrons la justification au cours de notre exposé :

— il y a décompression rapide ou explosive lorsque les deux conditions suivantes sont réunies :

1° coefficient de fuite supérieur à 1/100 m²/m³ ;

2° rapport de pression supérieur à 2,3.

Cette définition permet, comme nous le verrons, de renfermer dans les décompressions explosives toutes les décompressions qui peuvent présenter un danger et d'éliminer de la discussion, au cours du rappel historique, toutes les décompressions de coefficient de fuite insuffisant pour provoquer des lésions.

CHAPITRE PREMIER

RAPPEL HISTORIQUE

Lorsque les progrès de la technique aéronautique permirent d'envisager la construction de cabines à surpression, de nombreux auteurs étaient persuadés qu'une perte brutale de surpression entraînerait la mort des passagers ou, tout au moins, de graves lésions pulmonaires.

Mais ce n'était là qu'une hypothèse à qui manquait toute preuve expérimentale. L'étude des effets physiologiques des décompressions rapides fut donc entreprise. Commencée en 1936, elle se poursuit encore.

On peut diviser les recherches effectuées en plusieurs parties :

- 1° les premières recherches jusqu'en 1939 ;
- 2° les recherches allemandes jusqu'en 1944 ;
- 3° les recherches américaines après 1940.

En les exposant ainsi, on peut voir les progrès accomplis dans la connaissance des décompressions explosives et comprendre les raisons des recherches que nous avons été amené à entreprendre au Centre d'Études de Biologie Aéronautique. Au cours de cet exposé nous indiquerons constamment les conditions de décompression de chaque auteur avec la notation en coefficient de décompression et en rapport de pression que nous avons chaque fois calculée et qui nous permet de discuter et de comparer entre elles les diverses conditions expérimentales.

LES PREMIÈRES RECHERCHES

L'étude des décompressions rapides fut entreprise aux États-Unis, en 1936, par ARMSTRONG [2] et HEIM [46], à l'Aeromedical Laboratory ; en France, en 1938, par GARSAX [33], [57], au Laboratoire du Service Médical d'Examen et d'Études de l'Aéronautique Civile, et par BERGERET et GIORDAN [5], au Laboratoire d'Études Médico-Physiologiques de l'Aéronautique Militaire.

La technique de décompression utilisée par les différents auteurs est celle du double caisson : un caisson de petit volume, appelé caisson « parasite », est contenu dans un grand caisson ou placé à l'extérieur et peut être mis instantanément en communication

avec ce dernier. Les pressions du petit et du grand caisson, fixées au gré de l'expérimentateur, permettent d'obtenir tous les rapports de pression que l'on peut désirer. La décompression est obtenue par une ouverture, réalisée soudainement dans une paroi du petit caisson.

ARMSTRONG et HEIM utilisaient ainsi soit le débouchage d'orifice de surface connue, soit le déverrouillage d'une porte. On peut reprocher à de tels dispositifs d'introduire au début de la décompression une phase transitoire, avec surface de décompression variable, et de diminuer ainsi la vitesse initiale.

GARSAUX, d'une part, BERGERET et GIORDAN, d'autre part, ont réalisé un perfectionnement technique capital en obturant l'orifice de décompression à l'aide d'une feuille de cellophane dont la rupture instantanée est obtenue par commande à distance d'un percuteur. Ce procédé, très simple, représente un progrès essentiel dans la technique des décompressions explosives. Il reste encore le meilleur moyen pour les produire.

Les physiologistes de l'Aeromedical Laboratory se proposaient l'étude, sur l'animal, d'une gamme de décompressions étendues et, sur l'homme, celle de décompressions pouvant être rencontrées dans la pratique. Mais les expériences d'ARMSTRONG et d'HEIM, sur l'animal, furent réalisées avec des coefficients de fuite allant de $3/10\ 000$ à $5/1\ 000\text{ m}^2/\text{m}^3$. Celles d'ARMSTRONG, sur l'homme, furent effectuées avec un coefficient de fuite de $1/3,9\text{ m}^2/\text{m}^3$ mais avec un rapport de pression de 1,8. Ces conditions expérimentales étaient inférieures à celles qui sont nécessaires pour créer des lésions. Il en est de même des expériences de BERGERET et GIORDAN sur le chien qui, malgré un coefficient de fuite inférieur à $1/10\text{ m}^2/\text{m}^3$, avaient un rapport de pression allant de 1,65 à 2,3.

Cependant, malgré l'absence de conséquences mortelles ou sérieuses pour le chien de semblables conditions expérimentales, BERGERET et GIORDAN émisent une conclusion assez réservée sur l'innocuité des décompressions explosives en raison d'une hémorragie en goutte pendante de la caisse du tympan et une turgescence marquée des veines du plancher de la fosse cérébrale moyenne, qui leur faisait redouter la possibilité de lésions labyrinthiques et cérébrales.

Certaines des expériences de GARSAUX furent effectuées sur diverses espèces animales avec un coefficient de fuite de $1/70\text{ m}^2/\text{m}^3$ et peuvent être considérées comme à la limite du nocif. D'autres, avec un coefficient de fuite de $1/6,25\text{ m}^2/\text{m}^3$ et des rapports de pression généralement supérieurs à 2 réalisaient, au contraire, des conditions suffisantes pour permettre l'observation de lésions pulmonaires discrètes. Mais GARSAUX, malgré la constatation exceptionnelle de parésies du train postérieur, se borna à noter la bonne tolérance globale et la survie des animaux d'expérience. La coexistence des lésions pulmonaires avec une bonne tolérance apparente ne fut montrée qu'ultérieurement par SMITH [67], puis par HITCHCOCK [20].

Ainsi, les recherches d'ARMSTRONG, de GARSAUX et de BERGERET montraient que les décompressions rapides et explosives sont moins redoutables qu'on pouvait le craindre *a priori*, et que, dans leurs conditions expérimentales, le danger principal était dû aux seuls effets de l'altitude finale.

On pouvait donc encore se demander s'il existait une limite de tolérance aux décompressions explosives. Les recherches allemandes, bien qu'apportant de nouvelles précisions, ne devaient pas encore l'atteindre.

LES RECHERCHES ALLEMANDES

L'étude de l'effet des décompressions explosives fut entreprise en Allemagne au cours de l'année 1939, mais fut limitée aux cas pratiques donnant le maximum possible de rapidité (rupture et désintégration d'une vitre de l'habitacle). Plusieurs centaines d'expériences furent ainsi réalisées avec un coefficient de fuite fixe de $1/41 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et des rapports de pression dépassant le chiffre de 2,3. Les décompressions étaient obtenues par le déverrouillage d'un hublot mobile obturant l'orifice de décompression. Une telle technique, notons-le, présente l'inconvénient, déjà signalé à propos des expériences d'ARMSTRONG [2], d'un début de décompression en surface variable et à vitesse initiale plus faible.

BENZINGER [3], [4], sur plus de trois cents expériences, aurait conclu, en 1943, à l'innocuité absolue de semblables décompressions, à part le danger d'anoxémie, si deux incidents sérieux n'avaient obligé à certaines réserves. Deux sujets en expérience avaient présenté, à la suite de décompression, une tendance à la syncope et des signes transitoires de paralysie et de déficience semblant d'origine corticale et attribuables à une embolie gazeuse.

DOERING et KOENIG montrèrent expérimentalement qu'une décompression explosive peut produire une embolie gazeuse dans les conditions suivantes :

1° obstacle à l'écoulement des gaz pulmonaires, telle que la fermeture de la glotte ;

2° décompression suffisante pour :

a) amener le poumon (glotte fermée) à sa capacité vitale ;

b) exercer sur ce poumon distendu, pendant un temps suffisant, une surpression d'au moins 80 mm de mercure.

Cette théorie a permis à DOERING et KOENIG de calculer, pour les diverses positions respiratoires, les décompressions susceptibles d'entraîner un risque d'incident à glotte fermée. Les deux incidents signalés par BENZINGER remplissaient les conditions nécessaires.

Les recherches allemandes apportent donc un résultat important : la nécessité, en cas de risque de décompression, de conserver la glotte ouverte. Mais la fermeture de la glotte, en dehors de la toux et de la déglutition, étant toujours volontaire, le maintien de son ouverture peut être réalisé sans difficultés spéciales.

Le conclusion finale de BENZINGER [4] est que dans les conditions expérimentales réalisées, c'est-à-dire avec un coefficient de fuite de $1/41 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et à glotte ouverte, les décompressions explosives sont inoffensives ; elle rejoint celles d'ARMSTRONG [2], de GARSAX [33], [57], de BERGERET [5]. Cependant, en augmentant encore le coefficient de fuite et le rapport des pressions, les auteurs américains allaient enfin dépasser la limite visible de tolérance de certains organes aux décompressions rapides.

LES RECHERCHES AMÉRICAINES

Dès 1940, deux conceptions sur le mécanisme des effets des décompressions rapides s'opposèrent aux États-Unis.

Celle d'ARMSTRONG, qui, à la suite des expériences ci-dessus relatées, considérait que le seul effet à craindre était celui de l'altitude finale, la vitesse de décompression n'ajoutant aucun danger supplémentaire.

Celle de BEHNKE, pour qui l'expansion des gaz occlus peut créer une surpression pulmonaire, dans tous les cas à glotte fermée, et à glotte ouverte lorsque la vitesse de décompression de l'enceinte dépasse la vitesse d'évacuation maximum du poumon. D'après cet auteur on doit s'attendre à des accidents soit localement par distension, soit à distance par embolie gazeuse.

Les premières recherches n'apportant pas d'argument décisif en faveur de l'une ou l'autre conception, de nouvelles recherches devenaient indispensables et l'étude des décompressions rapides fut entièrement reprise aux États-Unis, dans divers laboratoires, sous la direction de l'Aeromedical Laboratory. L'ensemble de ces recherches constitue une remarquable étude des problèmes particuliers posés par les décompressions explosives.

Il semble commode de diviser ces recherches en :

- A. — Études expérimentales sur l'animal ;
- B. — Études expérimentales sur l'homme ;
- C. — Essai de synthèse de GAGGE et SWEENEY.

A. — Études expérimentales sur l'animal.

En 1941 et 1942, SMITH [67], à l'Aeromedical Laboratory, afin de déterminer la tolérance des chiens, des lapins et des rats, soumit ces animaux à des décompressions de 2 400 à 13 500 m en 19 ms. Ses conditions expérimentales correspondaient à un coefficient de fuite de $1/1,8 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et à un rapport de pression de 5,1 (comme il est possible de s'en rendre compte à l'aide du tabl. I). Tous les animaux, survivants ou non, furent immédiatement autopsiés. Une partie des lapins avait succombé d'hémorragie pulmonaire. Les chiens et les rats survécurent tous, mais l'autopsie montra d'importantes hémorragies pulmonaires. Des lésions hémorragiques pulmonaires de moindre importance furent observées chez les chiens. Ces décompressions dépassaient donc ce que des poumons de lapin et de rat peuvent supporter sans dommage visible et SMITH conclut que même si la tolérance générale des êtres vivants aux décompressions explosives peut sembler bonne, celles de certains organes est cependant limitée.

De 1942 à 1945, une série de recherches sur les effets des décompressions explosives fut entreprise, par HITCHCOCK et ses collaborateurs [20], [85], [86], [87], [88], au Laboratoire de Columbus.

TABLEAU I

Tableau de correspondance altitude/pression
(Atmosphère standard internationale)

P = pressions en millimètres de mercure.
A = altitudes en milliers de mètres ;

A	P	A	P
0	760,0	8	266,6
0,5	716,0	8,5	247,8
1	673,8	9	230,0
1,5	634,0	9,5	213,6
2	596	10	197,8
2,5	560	10,5	183,0
3	525,8	11	169,2
3,5	493	11,5	156,5
4	462	12	144,6
4,5	432,6	12,5	133,6
5	404,8	13	123,4
5,5	378,6	13,5	114,2
6	353,6	14	105,4
6,5	330,0	14,5	97,4
7	307,8	15	90,0
7,5	286,8		

Les recherches, effectuées principalement sur le chien, étaient destinées à étudier :

- la tolérance générale des animaux [85] ;
- les lésions et leur mécanisme de production [20] ;
- les effets physiologiques et leur mécanisme [85], [86].

Ces expérimentateurs utilisèrent des coefficients de fuite de 1/1,95 et 1/4,3, 1/6,7, 1/12 et 1/48 m^2/m^3 avec des rapports de pression de 6 et de 3,7 correspondant à des dénivellations de 3 000/15 000 et de 3 000/12 000 m. Dans ces conditions expérimentales ils montrèrent que les animaux de laboratoire survivent à des décompressions explosives isolées ou répétées à quelques jours d'intervalle.

La décompression n'entraîne aucune déficience du système nerveux central.

L'autopsie immédiate montre qu'avec les coefficients de fuite supérieurs à 1/48 m^2/m^3 et un rapport de pression de 6 ou de 3,7, on observe [20] des lésions pulmonaires quasi constantes, des lésions cérébrales plus rares, l'absence de lésions intestinales et [88] de bulles intravasculaires d'aéroembolisme. Un aéroembolisme précoce ne semble donc pas, comme on l'avait cru, un danger supplémentaire dû aux décompressions explosives.

Les lésions pulmonaires consistent en des pétéchies et des ecchymoses. Les lésions du cerveau et de ses annexes sont représentées le plus souvent par des hémorragies ecchymotiques sous-durales.

HITCHCOCK montra, de plus [87], que la limitation de l'expansion thoracique augmente la fréquence et l'étendue des lésions pulmonaires, ce qui élimine une pathogénie par déchirement mécanique du tissu pulmonaire. Lorsque la vérification anatomique est effectuée vingt-quatre heures après la décompression, l'animal ne présente dans l'intervalle aucun trouble ni de l'équilibration, ni du comportement, et l'autopsie montre un début de résorption des hémorragies. D'autres chiens, conservés pendant six mois, n'ont présenté aucun trouble fonctionnel, l'autopsie montrant, de plus, l'absence, et donc la disparition des lésions.

Parmi les effets physiologiques immédiats, les physiologistes de Columbus ont particulièrement étudié les effets cardio-vasculaires [85] et la pression du liquide céphalo-rachidien [86] du chien anesthésié, au cours des décompressions explosives. Ils ont ainsi observé une bradycardie et une hypotension transitoire lorsqu'un coefficient de fuite supérieur ou égal à 1/12 m^2/m^3 était combiné à un rapport de pression supérieur à 3,7. Pour un même rapport de pression, l'hypotension croît avec le coefficient de fuite et, pour un même coefficient de fuite, l'hypotension croît avec le rapport de pression. La section des deux nerfs pneumogastriques supprime le ralentissement cardiaque mais ne fait que diminuer la chute tensionnelle. Ces auteurs ont, en outre, constaté une augmentation importante et transitoire de la pression du liquide céphalo-rachidien pour des coefficients de fuite supérieurs ou égaux à 1/12 m^2/m^3 . La brièveté de ce dernier phénomène élimine l'hypothèse d'une surpression par dégagement gazeux à l'intérieur du liquide céphalo-rachidien.

Pour HITCHCOCK, les lésions hémorragiques pulmonaires et sous-durales, l'hypotension artérielle et la bradycardie, l'hypertension du liquide céphalo-rachidien sont explicables par l'action directe ou réflexe d'une onde de choc intrathoracique et sa trans-

mission à l'intérieur de la cavité crânienne. Si cette explication semble vraisemblable pour les lésions sous-durales et pour l'hypertension du liquide céphalo-rachidien, on comprend mal le mécanisme de lésions hémorragiques pulmonaires survenant pour une surpression également répartie à l'intérieur d'une cavité close. De même, le mécanisme de l'hypotension et de la bradycardie réflexe restait obscur et ne fut éclairci que par l'utilisation systématique de procédés d'enregistrement électrique plus précis et plus fidèles qui permirent à GELFAN et WERNER [37], [38], en 1951, de mettre en évidence une hypertension brève et transitoire que les procédés d'enregistrement utilisés par HITCHCOCK ne pouvaient enregistrer.

Une série de recherches analogues fut entreprise, à partir de 1943, à la Northwestern University, sous la direction de IVY [53], en vue de rechercher la tolérance globale de divers animaux, la présence et le mécanisme des lésions provoquées par les décompressions explosives. Ces recherches confirmèrent les résultats expérimentaux obtenus à l'Aeromedical Laboratory et au Laboratoire de Columbus, sans fournir de données nouvelles sur le mécanisme des lésions.

Les recherches sur les effets de la décompression explosive effectuées jusqu'en 1945 n'ont pas dépassé l'altitude finale de 15 000 m, qui semblait à l'époque représenter un maximum d'altitude de croisière. Mais la technique aéronautique continuant à progresser, de nouvelles recherches avec des altitudes finales allant jusqu'à 24 000 m furent entreprises, dès 1946, aux Laboratoires de Yale [11], [19], [22], [34], [35], [36], [37], [38], [82], de Columbus [7], [8], [9], [10], [14], [15], [49], [50], [51], [54], [55], [56], [71], [72], [84] et de Charlottesville [16], [17], [18]. Ces recherches ont confirmé dans l'ensemble les résultats antérieurs et montré qu'à de telles altitudes les décompressions explosives, jamais mortelles par elles-mêmes, sont cependant rendues extrêmement dangereuses par l'anoxie concomitante.

Mais, de plus, les recherches du Laboratoire de Yale effectuées sur le singe avec un coefficient de fuite de $1/87 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et des rapports de pression allant jusqu'à 10 (6 000/21 000 m) ont apporté des précisions importantes au sujet des effets des décompressions explosives sur le système cardio-vasculaire, la pression intraabdominale et l'oreille moyenne.

Ainsi, GELFAN et WERNER [37], [38], tout en confirmant l'hypotension artérielle décrite par HITCHCOCK, ont montré que celle-ci était constamment précédée d'une courte augmentation de pression artérielle persistant après atropinisation et section des nerfs pneumogastriques.

Cette importante observation complète et explique heureusement la bradycardie et l'hypotension réflexes constatées par HITCHCOCK [85], dont le kymographe à mercure avait une inertie bien trop grande pour reproduire un phénomène transitoire aussi bref.

GELFAN [34] s'est aussi proposé l'étude du produit (pression $\times$ volume) des gaz occlus dans l'abdomen aux altitudes initiales et finales. L'étude de ce produit permet, en effet, d'avoir une idée sur les lois qui régissent l'expansion des gaz occlus dans les décompressions explosives. Le résultat n'est pas en faveur de la formule théorique proposée par SWEENEY et GAGGE [32].

Enfin, CHANG, MARGARIA et GELFAN [11] ont montré que l'hémorragie rétrotympanique signalée dans les décompressions explosives par BERGERET [5] et confirmée par

SMITH [66], IVY [53] et de nombreux auteurs [14], [15], [11] réclame, pour se produire, une recompression rapide. Ils considèrent, en outre, que les décompressions explosives sont sans action sur l'oreille moyenne, opinion qui, comme nous le verrons, mérite plus ample discussion.

Ainsi, les recherches expérimentales américaines montraient que si la tolérance générale des êtres vivant à des décompressions explosives de coefficient de fuite et de rapport de pression importants est bonne, des lésions hémorragiques, pulmonaires et sous-durales microscopiquement visibles, accompagnées d'une hypertension artérielle et d'une hypertension du liquide céphalo-rachidien, sont cependant possibles, montrant que la tolérance de certains organes est plus limitée. Les lésions sous-durales, les effets physiologiques semblent explicables par une surpression intrathoracique brutale en application de la théorie de Hitchcock [47], plus en accord avec les constatations expérimentales et qu'on doit préférer aux conceptions d'ARMSTRONG et BEHNKE. Seul, le mécanisme des lésions pulmonaires échappait encore à une explication.

Le coefficient de fuite limite pour des rapports de pression inférieurs à 6 paraissait, dès 1943, pouvoir être fixé aux environs de $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$ sur les constatations macroscopiques et les effets physiologiques visibles, et nous noterons l'analogie avec le coefficient de $1/41 \text{ m}^2/\text{m}^3$ considéré comme inoffensif pour l'homme par les Allemands. Cependant, la non-apparition de lésions à l'échelle macroscopique pouvait encore laisser craindre la possibilité de lésions microscopiques avec des coefficients de fuite inférieurs à $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et les recherches de GELFAN [34], [38], avec des techniques d'enregistrement plus sensibles, devaient montrer la présence d'effets physiologiques enregistrables pour un coefficient de fuite de $1/87 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et des rapports de pression de l'ordre de 10. Néanmoins, et dès 1943, l'expérimentation animale, tout en assignant des limites à la tolérance des organismes vivants, permettait d'envisager avec une sécurité suffisante l'application à l'homme des résultats expérimentaux.

B. — Études expérimentales sur l'homme.

Dès le début de 1942, SMITH avait réalisé sans incident des décompressions de 3 000/12 000 m (rapport de pression 3,7) avec un coefficient de décompression de $1/65 \text{ m}^2/\text{m}^3$. La tolérance de l'homme aux décompressions rapides et explosives apparaissait donc comme suffisante. Des expériences de vérification sur l'homme étaient cependant nécessaires et furent effectuées, à partir de 1943, à l'Aeromedical Laboratory et au Laboratoire de Columbus.

Les physiologistes de Columbus [21], [47], [52] se proposèrent l'étude des effets immédiats des décompressions rapides et de leur action secondaire sur l'aéroembolisme humain. Ils utilisèrent des coefficients de fuite de $1/43$, $1/305$, $1/1220 \text{ m}^2/\text{m}^3$ pour des rapports de pression allant de 2,3 à 3,2. Dans ces conditions, aucun incident immédiat n'a jamais été observé. Les sujets ont seulement éprouvé une sensation d'inspiration profonde et de passage de l'air par les voies respiratoires, accompagné d'une sensation de distension abdominale secondaire sans douleur particulière. Mais on pouvait encore redouter une apparition accélérée des accidents d'aéroembolisme. Une série d'expériences, effectuées dans les conditions analogues aux précédentes, a montré que cette crainte était superflue.

A l'Aeromedical Laboratory, SWEENEY et ses collaborateurs [69], [70] se proposèrent de rechercher si les différences de pression $p_c - p_a$, prévues entre la cabine des avions en projet et l'atmosphère, étaient compatibles avec la tolérance humaine en cas de décompression explosive.

Deux cas étaient à étudier :

1^o celui de l'avion de chasse : différence de pression prévue 142 mm de mercure, coefficient de fuite $1/3,4 \text{ m}^2/\text{m}^3$ réalisant, pour 15 000 m, une altitude cabine de 9 000 m (rapport de pression 2,6) et permettant de maintenir le pilote au-dessous de l'altitude d'aéroembolisme ;

2^o celui du bombardier : différence de pression prévue 338 mm de mercure, coefficient de fuite $1/62 \text{ m}^2/\text{m}^3$ réalisant, pour 10 500 m, une altitude cabine de 3 000 m (rapport de pression 2,9) et permettant d'éviter l'utilisation de l'oxygène.

Pour étudier le cas de l'avion de chasse, SWEENEY utilisa, comme caisson « parasite », un scaphandre de 85 l de volume intérieur, réalisant ainsi un vêtement à surpression. L'orifice de fuite de ce caisson « parasite » d'un nouveau genre, situé au niveau de la poitrine, était de forme circulaire et de surface variable. Afin d'obtenir un coefficient de fuite notablement inférieur à $1/3,4 \text{ m}^2/\text{m}^3$, il choisit, pour une recherche préliminaire, un orifice de $0,00785 \text{ m}^2$, pensant réaliser ainsi un coefficient de $\frac{0,00785}{0,085}$, soit $1/9,2 \text{ m}^2/\text{m}^3$. Les décompressions effectuées dans ces conditions, avec une différence de pression de 142 mm de mercure et une altitude de 13 500 m (soit une altitude cabine de 8 250 m et un rapport de pression de 2,3) montrèrent, par leurs effets physiologiques, que la limite de tolérance humaine était atteinte. Il semblait donc qu'une différence de pression de 142 mm de mercure, pour un coefficient de fuite de $1/3,4 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et une altitude de 15 000 m, ne pouvait être réalisée sans danger en cas de décompression explosive.

Le vêtement pressurisé ne résistant pas à une différence de pression de 338 mm de mercure fut remplacé, pour étudier le cas du bombardier, par un vrai caisson « parasite » de $1,25 \text{ m}^3$. SWEENEY montra que des décompressions effectuées avec un coefficient de $1/17,5 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et des rapports de pression de 2,9 et de 3,2, pour une altitude de 10 500 m, étaient bien tolérées. Pour cette même altitude finale ces conditions correspondaient à des différences de pression de 338 et 388 mm de mercure et des altitudes cabine de 3 000 et 2 400 m.

Ainsi, à l'inverse du cas de l'avion de chasse, les conditions de mise en surpression du bombardier ne créaient aucun danger en cas de décompression explosive.

Des résultats précédents il ressortait que si, pour 10 500 m et un coefficient de fuite de $1/17,5 \text{ m}^2/\text{m}^3$, une différence de pression de 388 mm de mercure était bien tolérée, au contraire, pour 13 500 m et un coefficient de $1/9,2 \text{ m}^2/\text{m}^3$, une différence de pression de 142 mm apparaissait à la limite de la tolérance humaine. La limite de différence de pression tolérable, pour un coefficient de fuite donné, semblait donc diminuer très rapidement avec l'altitude.

Or, l'expansion relative (E) des gaz contenus dans les cavités closes, ou gaz « occlus » (représentée par le rapport $\frac{V_t}{V_i}$ du volume terminal des gaz après retour à 37° et à l'état de saturation en vapeur d'eau), augmente aussi très rapidement avec l'altitude.

La limite de différence de pression tolérable et l'expansion relative des gaz « oculus » semblaient ainsi varier parallèlement et pouvoir être reliées par une équation. Et, à partir des données expérimentales précédentes et de données théoriques que nous exposerons plus loin, SWEENEY et GAGGE [30], [32] établirent une relation empirique permettant de déterminer, jusqu'à 15 000 m, la différence maximum de pression tolérable en fonction du coefficient de fuite et de l'altitude finale. L'application de cette formule au cas de l'avion de chasse (coefficient de fuite $1/3,4 \text{ m}^2/\text{m}^3$) donnait, pour une altitude de 13 500 m, une différence maximum de pression tolérable de 77,5 mm de mercure; pour 14 400 m, 64,5 mm de mercure, et pour 15 500 m, 51,7 mm de mercure. L'expérimentation humaine sembla confirmer entièrement les prévisions théoriques et la validité de la formule de Sweeney et Gagge.

Cependant, ces conclusions constituent une erreur, car, si les constatations expérimentales de SWEENEY et GAGGE sont entièrement valables, leur calcul du coefficient de fuite du vêtement mis en surpression était inexact. Pour ce calcul, en effet, ce n'est pas le volume total mais le volume correspondant au contenu gazeux réel du vêtement qu'il convient de prendre. Le volume du corps humain enfermé dans le vêtement ne saurait être considéré comme négligeable et doit être soustrait du volume total. Le volume réel peut être mesuré mais aussi calculé, après coup, à partir des données expérimentales. Nous avons pu calculer, à l'aide de la formule que vous avons établie [chap. III, formule (21)] que, dans les expériences de SWEENEY, le volume réel est non pas 85 l mais environ 20 l. Le coefficient de fuite était donc, en réalité, de $1/2,5 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et non de $1/9,2 \text{ m}^2/\text{m}^3$. Ainsi, pour une altitude de 13 500 m et un coefficient de $1/2,5 \text{ m}^2/\text{m}^3$ une différence de pression de 142 mm de mercure était à la limite de la tolérance humaine. Nous comprenons, dès lors, que pour cette même altitude et un coefficient de fuite de $1/3,4$ une différence de pression de 77,5 mm de mercure ait été tolérée sans difficulté et sommes conduit à la conclusion, totalement différente de celle de SWEENEY et GAGGE, que la limite de différence de pression tolérable pour un coefficient de fuite donné ne diminue pas de façon notable avec l'altitude et est sans rapport avec l'expansion relative des gaz « oculus ».

Si, par ailleurs, nous rapprochons les résultats rectifiés et conditions de l'expérimentation humaine de SWEENEY et de HITCHCOCK de ceux obtenus sur l'animal, nous ne voyons apparaître ni fait nouveau ni discordance. Les résultats obtenus sur l'homme confirment la bonne tolérance vis-à-vis des coefficients de fuite inférieurs à $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$, pour des rapports de pression inférieure à 4, et souligne le danger des coefficients de fuite proches de $1/2 \text{ m}^2/\text{m}^3$ dès que le rapport de pression atteint 2,3.

L'expérimentation animale et humaine nous montre donc clairement qu'au delà de certaines limites les décompressions explosives, malgré une bonne tolérance générale, peuvent devenir dangereuses pour certains organes et entraîner, en particulier, des lésions pulmonaires.

C. — L'essai de synthèse de GAGGE et SWEENEY.

Quels sont les facteurs physiques dont la combinaison détermine la gravité des décompressions explosives ? Pour SWEENEY et GAGGE [32], ces facteurs sont l'expansion relative des gaz oclus et le temps de décompression.

En effet, d'après SWEENEY [69], la capacité du poumon peut sans danger être instantanément multipliée par le facteur 2,1. Les expansions relatives inférieures ou égales à 2,1 seront donc sans danger, quel que soit le temps de décompression. Mais si l'expansion relative est importante, le temps de décompression particulièrement court, le poumon risque d'être étiré de façon dangereuse et déchiré s'il ne se vide pas assez rapidement. SWEENEY et GAGGE arrivaient ainsi à la conception d'une expansion gazeuse limite compatible avec l'absence de lésion pour un temps de décompression donné.

Pour ces auteurs, et comme nous l'avons déjà indiqué, l'expansion gazeuse due à la décompression explosive et l'expansion relative des gaz « occlus » peuvent être confondues et sont représentées par la formule classique de l'expansion relative [26], [28] :

$$(1) \quad E = \frac{p_c - 47}{p_a - 47},$$

où :

p_c = pression cabine en millimètre de mercure ;

p_a = pression ambiante finale en millimètre de mercure ;

47 = pression de la vapeur d'eau saturante à 37° en millimètre de mercure,

qui exprime le rapport $\frac{V_t}{V_i}$ du volume terminal des gaz après retour à 37° et à l'état de saturation en vapeur d'eau, au volume initial. A partir des résultats expérimentaux de SWEENEY [69] et de SWEENEY et JOFFE [70], ils cherchèrent à déterminer des équations reliant les valeurs de l'expansion gazeuse et du temps de décompression à l'absence de lésion. Ils sont ainsi arrivés au résultat que lorsque le temps de décompression t augmente, l'expansion gazeuse limite E , donnée par le formule (1), lui est reliée par l'équation empirique :

$$(2) \quad E = 2,1 + 17 t.$$

Ainsi, d'après GAGGE et SWEENEY [31], le critère de sécurité est que :

$$(2') \quad E \leq 2,1 + 17 t.$$

De plus, GAGGE avait posé [30] que le temps de décompression d'une cabine à surpression peut être exprimé, avec une exactitude qu'il considère comme suffisante, par la formule :

$$(3) \quad t = \frac{1}{197} \frac{V}{A} \sqrt{\frac{p_c}{p_a} - 1},$$

$\frac{V}{A}$ étant, en m³/m², l'inverse du coefficient de fuite de la cabine ;

p_c = pression cabine ;

p_a = pression atmosphérique finale,

ces deux pressions étant exprimées dans un même système d'unités.

Si l'on porte t exprimé par (3) dans (2'), on aboutit à l'expression :

$$(4) \quad E \leq 2,1 + 0,0862 \frac{V}{A} \sqrt{\frac{p_c}{p_a} - 1}.$$

On voit que cette formule permet, connaissant deux des éléments E , $\frac{V}{A}$ et $\frac{p_c}{p_a}$, de calculer le troisième pour que l'inégalité (4) soit remplie.

Mais, pour que la formule (4) soit exacte, il faudrait admettre que :

- 1° les lésions pulmonaires sont des lésions de déchirement par surexpansion ;
- 2° l'expansion pulmonaire suit la décompression, c'est-à-dire que le thorax se laisse dilater sans résistance ni retard ;
- 3° la loi d'expansion des gaz occlus est la loi (1) ;
- 4° la relation entre l'expansion limite et le temps de décompression est linéaire.

Or :

1° les lésions pulmonaires sont principalement des lésions hémorragiques mal explicables par un déchirement ;

2° il n'y a aucune raison particulière, en l'absence de preuves expérimentales, qui autorise à supposer que l'expansion pulmonaire suit la décompression ;

3° les gaz occlus étant des gaz saturés de vapeur d'eau à 37° ne suivent sûrement pas la loi (1) dans les décompressions explosives, comme le laissent prévoir les recherches expérimentales de GELFAN [34] ;

4° il n'est pas certain, en l'absence de preuves expérimentales, que la relation entre l'expansion limite et le temps de décompression soit linéaire.

Ainsi, la loi de sécurité de Sweeney et Gagge nous apparaît reposer non seulement sur des données expérimentales erronées, bien que rectifiables, mais encore sur des bases théoriques extrêmement discutables. Elle appelle de nouvelles recherches. Nous devons cependant savoir gré à SWEENEY et GAGGE d'avoir les premiers tenté de clarifier et de codifier les conditions de sécurité des décompressions explosives.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE PREMIER

Nous avons étudié et résumé dans ce chapitre l'ensemble des recherches effectuées sur la décompression explosive. Il est ainsi possible de dégager ce qui peut être considéré comme acquis et ce qui est contestable. On comprend alors la raison et le but des recherches que nous avons entreprises.

Deux points fondamentaux ressortent de cette étude :

1° l'ensemble de l'expérimentation animale et humaine nous permet de conclure qu'au delà de certaines limites de coefficient de fuite et de rapport de pression, les décompressions explosives peuvent entraîner des lésions ;

2° sans pouvoir préjuger du mécanisme intime de production des lésions il est possible de dire que celles-ci sont dues à la surpression intrapulmonaire créée par les conditions de la décompression, coefficient de fuite et rapport de pression.

Or, il existe deux façons d'éviter la production d'une surpression intrapulmonaire :

— la plus simple est de faire en sorte que la décompression de cabine soit toujours plus lente que la décompression pulmonaire. Mais la réalisation de semblables conditions exige la connaissance de la loi de décompression de cabine et de la loi de décompression pulmonaire. Nous les avons étudiées ;

— une deuxième façon d'éviter une surpression intrapulmonaire dangereuse, lorsque les conditions imposées entraînent une décompression pulmonaire, est de limiter le rapport de pression. Mais il est intéressant de savoir comment agit cette limitation. Deux mécanismes sont possibles :

1° si la cage thoracique se laisse dilater sans retard, comme l'ont admis SWEENEY et GAGGE, les auteurs allemands et beaucoup d'autres, on peut penser que l'expansion du contenant absorbe au début la surpression du contenu, avec étirement des parois alvéolaires, et que c'est seulement dans un deuxième temps qu'une surpression calculable s'établit ;

2° si la cage thoracique présente une certaine inertie, l'expansion du contenant n'absorbera qu'avec un certain retard la surpression du contenu et une surpression transitoire sera observée.

Seule l'expérimentation et l'étude des effets physiologiques peut nous indiquer le mécanisme réel. Mais l'enregistrement exact des phénomènes initiaux, de l'ordre du centième de seconde et qui peuvent échapper ou être déformés par les systèmes d'enregistrement classiques, pose un problème technique inhabituel que nous avons dû résoudre. Nous avons alors pu enregistrer et mesurer avec précision les effets immédiats des décompressions explosives sur les principales données physiologiques et en tirer une meilleure et plus utile compréhension des mécanismes mis en jeu dans la genèse des lésions.

En raison de l'importance extrême de la technique dans l'étude des décompressions explosives, nous commencerons l'exposé de nos recherches par l'étude des techniques que nous avons été amené à utiliser.

TECHNIQUES D'ÉTUDE DES DÉCOMPRESSIONS EXPLOSIVES

Les techniques que nous avons utilisées peuvent être divisées en :

- technique de décompression de cabine ;
- technique d'enregistrement des décompressions de cabine ;
- technique physiologique ;
- technique d'enregistrement des phénomènes physiologiques.

La technique de décompression ne diffère pas, comme nous le verrons, de celle qui était utilisée, dès 1938, par GARSAX [33] et BERGERET [5]. La technique d'enregistrement des décompressions, empruntée à l'industrie, présente le caractère essentiel d'une fidélité absolue à une échelle qui dépasse la milliseconde. La technique d'enregistrement des phénomènes physiologiques, que nous avons mise au point, est d'une fidélité comparable. Mais, si cette fidélité particulièrement élevée ne modifie pas la technique de décompression, elle impose certaines exigences à la technique physiologique.

Nous décrirons tout d'abord la technique de décompression et son enregistrement. Mais nous ferons plus logiquement précéder la description de la technique physiologique par la discussion et l'étude du système d'enregistrement qui en déterminent certaines particularités.

TECHNIQUE DE DÉCOMPRESSION ET SON ENREGISTREMENT

Technique de décompression de cabine.

Nous avons utilisé la technique du double caisson. Elle consiste, comme nous l'avons indiqué, à mettre en communication instantanée, par un orifice commun, un petit caisson (ou caisson « parasite ») et un grand caisson (caisson principal). Le caisson « parasite » est amené à la pression de cabine et se décomprime dans le grand caisson amené à la pression finale. L'orifice commun est obturé à l'aide d'une feuille de cellophane épaisse. En provoquant la rupture de cette membrane par un percuteur commandé de l'extérieur on réalise la décompression du petit caisson.

Nous avons utilisé un caisson principal de 30 m^3 et, dans les premières expériences (1951-1952), un caisson « parasite » intérieur de $0,36 \text{ m}^3$. Depuis 1953 nous utilisons un caisson extérieur mobile de $1,20 \text{ m}^3$, venant s'encasturer dans la porte du grand caisson.

L'orifice de décompression du caisson de $0,36 \text{ m}^3$ est de $0,13 \text{ m}^2$, réalisant un coefficient de décompression de $1/2,77 \text{ m}^2/\text{m}^3$, mais peut être réduit par un cache de $0,049 \text{ m}^2$ (coefficient $1/7,34$).

Celui du caisson de $1,20 \text{ m}^3$ est de $0,37 \text{ m}^2$ (coefficient $1/3,24 \text{ m}^2/\text{m}^3$) mais peut être réduit, par différents caches, jusqu'à la valeur de $0,005 \text{ m}^2$ (coefficient $1/240 \text{ m}^2/\text{m}^3$).

Les deux caissons « parasites » sont munis de deux canalisations réglables de l'extérieur, les reliant l'une au grand caisson, l'autre à l'atmosphère extérieure. Il est ainsi possible d'obtenir dans les caissons parasites toutes les altitudes intermédiaires entre le sol et celle du caisson principal, ainsi qu'un balayage constant de leur atmosphère permettant d'éviter tout confinement. Enfin, des canalisations indépendantes à grand débit permettent à tout instant d'envoyer de l'oxygène pur dans les caissons parasites si le besoin s'en fait sentir.

Technique d'enregistrement des décompressions.

Pour connaître la loi expérimentale de décompression nous avons dû enregistrer la pression à l'intérieur des caissons avec une grande précision, la durée totale du phénomène étant de l'ordre de quelques centièmes de seconde.

Nous avons utilisé l'appareil FLEURY [23], mis au point par la Société Nationale d'Études et de Construction de Moteurs d'Avions (S.N.E.C.M.A.) et destiné, en principe, à l'étude des diagrammes de pression en fonction du temps, des moteurs à explosion. Cet appareil est essentiellement composé d'un capteur à variation de capacité proportionnellement variable avec la pression. La variation de capacité est transformée en variation de tension par un microcapacimètre à modulation de fréquence dont la sortie est branchée aux plaques de déviation d'un oscillographe cathodique. Les elongations du spot de l'oscillographe sont alors photographiées par une camera à tambour tournant (trémographe). La vitesse linéaire du papier photographique, de 12 cm de large, dans l'appareil que nous avons utilisé, était de 18 m/s . Le temps en milliseconde était obtenu par un éclateur donnant des étincelles périodiques impressionnant le papier.

La fidélité de reproduction des variations de pression jusqu'à $50\,000$ périodes par seconde, la sensibilité de l'appareil, l'elongation utile de 12 cm obtenue sur le papier photographique, nous ont permis d'obtenir des enregistrements exploitables à l'échelle de la milliseconde.

Dans nos mesures les capteurs ont été fixés dans la paroi latérale du petit caisson, de façon que la membrane sensible soit de niveau avec la paroi.

ÉTUDE ET DISCUSSION D'UN ENSEMBLE D'ENREGISTREMENT DES PHÉNOMÈNES PHYSIOLOGIQUES RAPIDEMENT VARIABLES

Position du problème.

L'enregistrement fidèle avec une sensibilité suffisante de phénomènes de l'ordre du centième de seconde, au cours d'une variation importante de pression ambiante, pose un problème technique inhabituel. Nous avons essayé de l'étudier et de le résoudre et

nous nous proposons d'indiquer ici les éléments essentiels qui nous ont guidé dans le choix de notre système d'enregistrement.

Enregistrer un phénomène c'est faire correspondre l'inscription d'un tracé avec les variations du phénomène. Il faut donc recueillir ces variations, les transformer, le cas échéant, en un phénomène d'amplitude proportionnelle et plus aisément transmissible. C'est le rôle du capteur. La traduction est transmise à l'inscripteur directement ou après modification proportionnelle des amplitudes. C'est l'étape de transmission avec ou sans amplification. Enfin, l'étape d'inscription.

Si, parmi les données physiologiques accessibles à la mesure nous recherchons celles qui sont susceptibles de variations brusques au cours des décompressions rapides, nous voyons que seules les données qui expriment un phénomène physique (pression, ampliation, variation de potentiel) peuvent présenter ce caractère, les données chimiques variant toujours d'une façon très progressive. L'enregistrement de phénomènes électriques transitoires est bien connu. Seul l'enregistrement de pressions et d'ampliations physiologiques rapidement variables est exceptionnel.

Nous allons donc examiner successivement les différents capteurs, transmetteurs et enregistreurs et leur combinaison en un système compatible avec les caractéristiques des phénomènes à enregistrer : transitoires de l'ordre du centième de seconde au cours d'une variation importante de pression ambiante.

Étude des capteurs.

Nous examinerons tout d'abord les différents types de capteurs de pression et d'ampliation qui répondent aux exigences de notre recherche.

On peut classer commodément les capteurs suivant la traduction qu'ils effectuent, c'est-à-dire par une double notation du phénomène à traduire et du phénomène transmis.

C'est ainsi qu'on peut envisager :

1. — PHÉNOMÈNE A TRADUIRE : variation de longueur.

Phénomène transmis :

- a) variation de pression gazeuse ;
- b) variation de pression liquidienne ;
- c) variation d'impédance (résistance, inductance, capacitance).

La transformation en variation de pression gazeuse est évidemment à éliminer en raison de la variation de pression ambiante concomitante. L'expérience nous a, en outre, montré l'impossibilité de mesurer, par les autres méthodes, une variation de longueur importante se produisant en 1/100 de seconde en raison de la nécessité d'employer un intermédiaire élastique dont la loi de variation est incertaine et souvent infidèle.

Nous avons dû renoncer à effectuer l'enregistrement des ampliations thoracique et abdominale, à l'échelle du 1/100 de seconde. Nous avons dû faire appel à la cinématographie à grande vitesse et à des méthodes indirectes utilisant des mesures de pression.

Des variations de pression transitoires, de l'ordre du 1/100 de seconde, apparaissent en effet enregistrables et mesurables avec une exactitude très suffisante, comme nous allons maintenant l'examiner.

2. — PHÉNOMÈNE A TRADUIRE : variation de pression.

Phénomène transmis :

- a) variation de pression gazeuse ;
- b) variation de pression liquidienne ;
- c) phénomène optique ;
- d) variation d'impédance (résistance, inductance, capacitance).

La transformation en variation de pression gazeuse est évidemment à éliminer pour les mêmes raisons que précédemment (variation de pression ambiante concomitante).

La variation de pression liquidienne est à éliminer *a priori* en raison de la trop grande période propre des manomètres à liquide, à moins qu'on ne désire mesurer des pressions moyennes.

La transformation en phénomène optique est à retenir en raison des grandes fréquences naturelles des manomètres à membrane (10 000 périodes/s).

La transformation en variation d'impédance doit être examinée suivant le type de capteur :

a) les capteurs à variation de résistance (strain-gauge) ont une fréquence naturelle qui est, au plus, de l'ordre de quelques centaines de périodes/s ; ce type de capteur est donc à éliminer ;

b) les capteurs à variation d'inductance ordinaire ont une fréquence naturelle d'un ordre de grandeur guère plus avantageux. Les performances de ces capteurs nous ont semblé trop proches de la limite imposée par les exigences de notre expérimentation (transitoires de 1/100 de seconde) ;

c) les capteurs à variation de capacité ne sont que des manomètres à membrane métallique mobile utilisée comme armature d'un condensateur variable. Ces capteurs ont les qualités de fréquence naturelle des manomètres optiques ($> 10\,000$ périodes/s).

Deux types de capteurs (qui ne sont, au fond, que deux versions différentes d'un même type) répondent à nos exigences : les manomètres à membrane soit à transmission optique, soit à variation de capacité et à transmission électrique. Ceci nous amène à étudier les dispositifs de transmission. Les déplacements de membrane pour une variation de pression donnée devant théoriquement être extrêmement minimes, la transmission doit avoir obligatoirement lieu avec amplification.

Étude du système de transmission.

Deux systèmes de transmission sont donc à discuter : le système optique et le système électrique. Les deux semblent possibles mais le système optique est, pratique-

ment, le moins commode. En effet, la mise en évidence des déplacements de la membrane du manomètre optique rend nécessaire l'utilisation d'un bras de levier optique d'une grande longueur (dépassant le mètre) si l'on veut obtenir une sensibilité suffisante.

Cette exigence entraîne la nécessité d'une immobilité rigoureuse du système source lumineuse-manomètre-enregistreur. Ceci complique l'enregistrement dans le cas d'une décompression rapide, car, à moins d'utiliser un caisson suffisamment spacieux, ce qui est rarement le cas, il devient indispensable de disposer la source lumineuse et l'enregistreur à l'extérieur du caisson. Une partie de la transmission optique se fait donc obligatoirement à travers un hublot, ce qui exige d'expérimenter en demi-obscurité. Aussi, malgré les avantages indiscutables des manomètres optiques, sommes-nous amené à préférer un type de manomètre présentant des avantages identiques de fréquence propre, mais utilisant un moyen de transmission plus souple, c'est-à-dire un capteur à capacité et une transmission électrique. Il sera ainsi possible d'envisager de placer le capteur dans le caisson où a lieu la décompression explosive et le système de transmission à l'extérieur, sans avoir à se préoccuper de placer le système de transmission dans une position précise par rapport aux capteurs.

Discussion du système électronique de transmission.

Plusieurs méthodes électroniques permettent la transmission et l'amplification de déplacement de membrane soit par cellule photo-électrique, soit par mesure de capacité. Parmi ces dernières nous pouvons citer le montage en pont de WHEATSTONE (modulation d'amplitude) et la modulation de fréquence.

Bien que, théoriquement, une mesure à l'aide d'un pont à porteuse soit parfaitement rationnel, il n'existe pas, à notre connaissance, de dispositif de ce genre dont la stabilité puisse supporter la comparaison avec les dispositifs à modulation de fréquence et les techniciens qui ont utilisé les deux méthodes ne nous contrediront pas.

L'utilisation d'un microcapacimètre à modulation de fréquence correctement construit ne nécessite, en effet, aucun réglage préalable, le cadrage de l'appareil d'enregistrement (spot du tube cathodique, habituellement) étant fonction de l'accord du discriminateur. Le réglage de l'appareil ne dépendant que d'un seul paramètre, consiste simplement à tourner le bouton d'accord jusqu'à ce que le spot apparaisse sur l'écran.

Ces conditions sont compatibles avec une linéarité de la transmission nettement inférieure aux erreurs. On voit qu'il est difficile de souhaiter plus simple. Ainsi, parmi les différents systèmes de transmission et amplification, sommes-nous amené à préférer celui à modulation de fréquence.

Étude du système d'enregistrement.

L'ordre de grandeur de la période des phénomènes (centième de seconde) et l'utilisation d'un microcapacimètre à modulation de fréquence rendent nécessaire l'emploi d'un oscillographe cathodique à la sortie de l'appareil de transmission. La photographie des déplacements du spot par un enregistreur déroulant à une vitesse suffisante permet l'obtention du tracé des variations de pression. Il n'y a plus là aucun problème particulier.

Mais, pour étudier correctement des phénomènes biologiques rapides, il semble nécessaire de compléter le tracé à grande vitesse du phénomène principal par un enregistrement des variations des pressions physiologiques, au cours des instants qui précèdent et qui suivent la décompression, avec une vitesse de déroulement plus lente, pour obtenir un tracé commode à interpréter. Ce deuxième enregistrement du même phénomène (avec une vitesse de déroulement différente) peut être réalisé soit par une dérivation optique entre l'oscillographe et le dérouleur, soit par un deuxième système d'enregistrement en dérivation sur le système de transmission. Cette dernière solution ne présente aucune difficulté spéciale du point de vue électronique, mais n'est habituellement pas prévue par les constructeurs malgré son intérêt évident.

Conclusion de l'étude.

L'enregistrement fidèle avec une sensibilité suffisante des phénomènes biologiques (pressions et ampliions), de période de l'ordre du $1/100$ de seconde, est actuellement techniquement limité à l'enregistrement des pressions. Un tel enregistrement exige l'utilisation d'un manomètre à membrane et à variation de capacité. La variation de capacité est transformée en variation de tension par un microcapacimètre à modulation de fréquence dont la sortie tension est branchée aux plaques de déviation d'un oscillographe cathodique. Les élongations du ou des spots de l'oscillographe sont alors photographiées par une camera d'enregistrement douée d'une vitesse de déroulement suffisante.

La nécessité de compléter les tracés à grande vitesse par des tracés à vitesse de déroulement plus lente rend désirable une deuxième sortie permettant d'envoyer, sur un système d'enregistrement convenable, un signal homothétique du premier.

Le Laboratoire de mesures de la Société Nationale d'Études et de Construction de Moteurs d'Avions (S.N.E.C.M.A.) a accepté d'étudier avec nous et de réaliser, sur nos indications, une adaptation aux phénomènes physiologiques de son système d'enregistrement des pressions rapidement variables répondant aux diverses exigences que nous avons indiquées. Nous allons maintenant examiner les caractéristiques essentielles de ce dispositif.

RÉALISATION PRATIQUE DU SYSTÈME D'ENREGISTREMENT

Capteur à variation de capacité.

L'ensemble électrique du capteur à capacité variable est constitué par un circuit oscillant, de période convenablement choisie, composé du condensateur variable formé par le manomètre, d'une self et d'une résistance. L'électrode mobile du condensateur étant à la masse, l'électrode fixe est isolée et le circuit se ferme par son intermédiaire. L'ensemble du circuit est relié par un câble coaxial à un multivibrateur qu'il pilote en fréquence.

La partie mécanique est essentiellement formée d'une chambre cylindro-conique, dont le fond est occupé par la membrane sensible et dont le volume est d'environ 1 cm^3 . Cette partie est démontable et il est possible de changer la membrane sensible et d'adapter

la sensibilité de l'appareil aux variations de pression à mesurer. Nous indiquerons seulement que la déflexion moyenne maximum admissible pour la linéarité est, au plus, de 10^{-3} cm, la déflexion moyenne utile 10^{-4} cm, ce qui correspond respectivement à des variations de volume de 10^{-3} cm³ et 10^{-4} cm³ pour les pressions maximum et usuelles de fonctionnement. La fréquence naturelle des membranes (qui peuvent être considérées comme des membranes encastrées) est très supérieure à 10 000 c/s, performance nettement suffisante pour nos besoins.

La pression à mesurer agissant sur la membrane métallique mobile va la déplacer jusqu'à équilibre par les forces élastiques de rappel. Le déplacement fait varier la capacité du condensateur formé par la membrane (électrode mobile) et la deuxième électrode placée à son voisinage. On a donc transformé une variation de pression en déplacement et le déplacement en variation de capacité.

Un des avantages de ce type de capteur est sa solidité et sa simplicité. Aussi facile à construire qu'un condensateur à armatures planes, il est aisément démontable et la membrane sensible peut être changée et adaptée sans difficulté à des gammes de mesure variées. Par ailleurs, les microphones à condensateur (dont le capteur est une version) et les manomètres à membranes ont fait l'objet d'études approfondies, ce qui permet un calcul d'une grande précision des parties électrique et mécanique.

Microcapacimètre.

Le manomètre à capacité transforme, comme nous l'avons vu, les pressions en variations de capacité. Il s'agit maintenant de transformer les variations de capacité en variations de tension. Ceci est réalisé par un microcapacimètre utilisant la modulation de fréquence. Le microcapacimètre comporte un oscillateur piloté en fréquence par le circuit oscillant, un amplificateur et un discriminateur aux bornes de sortie duquel va apparaître une variation de tension proportionnelle à la variation de capacité, qui est ensuite amplifiée. L'originalité du microcapacimètre destiné à la physiologie est constituée par une double sortie, l'une en tension, destinée aux plaques de déviation d'un oscillographe cathodique, l'autre en puissance, destinée à un oscillographe à boucle. Nous allons étudier sommairement le principe de chacun des étages.

a) OSCILLATEUR ET AMPLIFICATEUR.

La capacité variable du manomètre-condensateur constitue, avec une self et une résistance, un circuit oscillant à fréquence variable. Le circuit est relié à l'oscillateur par un câble coaxial dont la longueur est choisie de façon à apporter le minimum d'amortissement à la liaison circuit oscillant (capteur)-oscillateur. Tout se passe comme si le câble n'existait pas et que le circuit oscillant était à l'entrée de l'oscillateur.

L'oscillateur est constitué par deux tubes couplés en multivibrateur et oscille sur la fréquence du circuit oscillant self-capteur relié à l'une des grilles. En somme, l'oscillateur générateur de haute fréquence est piloté en fréquence par les variations d'accord du circuit oscillant du capteur, et donc par la variation de capacité de ce dernier. La tension ainsi modulée en fréquence est amplifiée et limitée en amplitude à un niveau constant.

b) DISCRIMINATEUR.

Cette tension est alors démodulée par un discriminateur dont l'accord, obtenu à l'aide d'un condensateur variable double, constitue le seul réglage de l'appareil. Le discriminateur a la particularité de faire naître à l'accord deux tensions égales V et V' modulées symétriquement par le signal image de la variation de capacité. Le niveau de la tension détectée reste donc, de toutes façons, indépendant des excès de tension de la haute fréquence, excès toujours possibles malgré la présence de l'amplificateur limiteur.

Ces tensions détectées attaquent les grilles d'un amplificateur à courant continu, symétrique, à gain variable dont les plaques, réalisant une sortie en tension, peuvent être reliées aux plaques d'un oscillographe cathodique. Une dérivation sur les plaques de l'amplificateur attaquant les grilles d'une double triode réalise, par un montage « cathodyne », une sortie en puissance susceptible d'attaquer un oscillographe à boucle. On a donc une double sortie par signal et par phénomène.

Dans l'amplificateur continu les tensions de repos de sortie des plaques sont respectivement fonction des tensions V et V' à la sortie du discriminateur. Ces plaques étant, d'autre part, reliées directement aux plaques de déflexion, on voit que le cadrage du spot (et du tracé) dépend de l'accord du discriminateur. La condition correspondant au centrage du spot de l'oscillographe est donc $V = V'$. Mais, pour éviter la nécessité d'utiliser un tube cathodique pour vérifier l'accord, si l'on désire utiliser uniquement la sortie « boucle », un œil magique a été branché en dérivation sur les plaques de sortie ; sa fermeture symétrique indique l'accord du discriminateur.

Finalement, le seul et unique réglage de l'appareil consiste à tourner un bouton jusqu'à ce que l'œil magique se ferme symétriquement. Cette condition assure, en outre, une linéarité de transmission nettement inférieure aux erreurs dans la gamme d'utilisation de chaque capteur.

Câble de liaison capteur-oscillateur.

Dans le système que nous employons le câble reliant le microcapacimètre au circuit oscillant servant de liaison et de transformateur entre l'indicateur et l'oscillateur est, d'après le principe même du dispositif, insensible aux déplacements et aux flexions du câble. Toute autre méthode où la capacité propre du câble s'ajoute à la capacité du capteur peut, soit ajouter des variations de capacité parasites dues aux mouvements du câble, soit diminuer la sensibilité lorsque la capacité du câble devient importante par rapport à celle du capteur.

La longueur importante du câble de liaison est un grand avantage pour des expériences qui doivent être exécutées à l'intérieur d'un caisson et enregistrées à l'extérieur. Elle permet, de toutes façons, une transmission commode des signaux à des systèmes d'enregistrement qui peuvent, suivant le gré et les habitudes de l'opérateur, être éloignés ou rapprochés du lieu même de l'expérience.

Systèmes d'enregistrement.

Pour l'étude des pressions rapidement variables nous utilisons essentiellement un système à tube cathodique et une camera à vitesse de déroulement rapide. Ce système fondamental est doublé par un dispositif à vitesse de déroulement moins élevé, dont nous avons vu l'utilité.

a) SYSTÈME A VITESSE RAPIDE.

Le système à vitesse rapide utilise l'absence d'inertie du faisceau cathodique. Il est composé d'un oscillographe à quatre faisceaux indépendants dont chacun est relié, éventuellement, aux bornes de sortie d'un microcapacimètre. On place devant l'oscillographe une camera-trémographe susceptible de dérouler un papier photographique de 24 cm de largeur, à une vitesse allant de 10 cm/s à 5 m/s (1,80 m/s dans nos expériences).

b) SYSTÈME A VITESSE LENTE.

Nous avons utilisé deux systèmes d'enregistrement à vitesse lente, de type différent, l'un utilisant des oscillographes magnétiques, l'autre des galvanomètres à plumes, les deux étant branchés sur les sorties « boucles » des microcapacimètres.

L'appareil à oscillographe magnétique a été réalisé, dès 1947, par le Service d'Appareillage du Centre d'Études de Biologie Aéronautique. Cet enregistreur déroule un papier sensible, de 12 cm de large, dans deux cameras indépendantes. Chaque camera est animée d'une vitesse fixe (l'une 0,25 cm/s, l'autre 2,5 cm/s) et enregistre les déviations des spots des oscillographes qu'une dérivation optique permet, en outre, d'observer sur un verre dépoli. Il est ainsi possible de surveiller les variations des phénomènes, et, au moment voulu, de les enregistrer aux vitesses de déroulement les plus commodes pour l'interprétation. On voit que la combinaison du système à vitesse rapide et du système à oscillographe permet d'avoir jusqu'à trois tracés des mêmes phénomènes.

Le système utilisant des galvanomètres à plume est un enregistreur Rapidgraph type RP5, à cinq voies, construit par la Société d'Étude, de Fabrication et de Recherches d'Appareils de Mesure (S.E.F.R.A.M.).

L'un et l'autre systèmes donnent toute satisfaction. Toutefois, l'utilisation du Rapidgraph nécessite la présence d'un étage d'amplification entre l'appareil et la sortie du microcapacimètre.

Marquage du temps.

Le marquage du temps au 1/100 de seconde est obtenu à l'aide de tops de synchronisation émis par une base de temps commune et envoyés sur la sortie de chaque microcapacimètre. Ce procédé permet de déceler et de rectifier sur le tracé toute dérive horizontale d'un des spots. De plus, la possibilité de donner un sens et une intensité différente à chacun des tops permet d'éviter toute confusion en cas de superposition ou de croisement des spots.

Précautions à prendre entre la prise de pression et le capteur.

L'ensemble du système d'enregistrement permet donc de recueillir au niveau du capteur des pressions variables et d'en réaliser l'enregistrement fidèle au 1/100 de seconde. Mais il est nécessaire que la transmission de pression de la prise au capteur n'apporte

aucune perturbation au phénomène initial. Pour assurer une transmission fidèle et exacte, à l'échelle du 1/100 de seconde, de pressions physiologiques rapidement variables, deux précautions essentielles sont à prendre par l'expérimentateur :

1° éviter la présence de toute bulle dans les systèmes de transmission, entre la prise de pression et le manomètre ;

2° utiliser des tubes de jonction suffisamment larges (2 mm semblant, en pratique, suffisants), les plus courts et les plus rigides possibles comme le préconisait, dès 1903, Otto FRANK [26], premier théoricien du manomètre à membrane.

On évite ainsi, au maximum, toute distorsion dans la courbe de réponse du capteur qui reste plane jusqu'à des fréquences suffisamment élevées pour transmettre correctement des transitoires de période très inférieures au 1/100 de seconde.

TECHNIQUE PHYSIOLOGIQUE

Nous avons pu ainsi faire l'étude comparée, à l'échelle du 1/100 de seconde, des différentes pressions physiologiques (pression artérielle, pression veineuse, pression artérielle pulmonaire, pression intrathoracique, pression du liquide céphalorachidien) au cours des variations rapides de pression extérieure rencontrées dans les décompressions explosives. Nous allons maintenant indiquer l'essentiel des techniques purement physiologiques, compte tenu des exigences que nous venons de formuler :

ANIMAL.

Nous avons utilisé le chien comme animal d'expérience.

ANESTHÉSIE.

Chloralose à 0,10 g/kg intraveineux.

ALIMENTATION EN OXYGÈNE.

Le caisson est rempli d'oxygène pur, ou l'animal reçoit de l'oxygène par un entonnoir relié à un système d'inhalation à débit continu. Ces deux dispositifs se sont montrés satisfaisants mais, pour les altitudes de cabine élevées, le premier dispositif semble préférable.

ENREGISTREMENT DES PRESSIONS VASCULAIRES.

Nous avons utilisé des canules en vinylite de diamètre intérieur large (2 mm) reliées au capteur correspondant et remplies de solution anticoagulante (sérum physiologique hépariné à 1 %), introduites dans le vaisseau désiré.

ENREGISTREMENT DE LA PRESSION DU LIQUIDE CÉPHALORACHIDIEN.

Une aiguille à ponction rachidienne de diamètre intérieur important (0,8 mm), reliée au capteur par un tube de vinylite de 2 mm de diamètre intérieur, est introduite dans la grande citerne.

ENREGISTREMENT DE LA PRESSION INTRATHORACIQUE EXTRAPLEURALE.

Il n'est pas possible de prendre la pression intrapleurale par les techniques habituelles. L'aiguille introduite dans la cavité pleurale peut, au cours de la décompression, être déplacée brutalement, blesser le poumon et ne plus indiquer avec exactitude la pression intrapleurale. L'introduction, dans la cavité pleurale, d'un ballonnet plat et inélastique de vinylite, est aussi à déconseiller. Dans ce cas, c'est autour des sutures de l'orifice d'entrée du tube de jonction ballonnet-capteur que le tissu pleural se déchire sous la surpression qui s'exerce au cours de la décompression. Nous avons dû nous contenter de prendre la pression thoracique extrapleurale à l'aide d'une technique particulière qui nous a donné toute satisfaction. Nous introduisons un ballonnet plat de vinylite entre la paroi thoracique et la partie droite et supérieure du triangulaire du sternum. Le ballonnet est monté sur un tube de vinylite de 2 mm de diamètre intérieur. Tube et ballonnet sont totalement remplis de sérum physiologique à la température du corps de l'animal. La pression intrathoracique peut ainsi être transmise à un capteur, enregistrée et connue dans de bonnes conditions, le triangulaire du sternum ne représentant chez le chien qu'une lame musculaire relativement mince.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE II

Nous décrivons dans ce chapitre les techniques que nous avons employées pour l'étude des décompressions explosives :

1^o pour obtenir les décompressions explosives nous avons utilisé la technique du double caisson. Nous avons enregistré les courbes de décompression en fonction du temps à l'aide de l'appareil de FLEURY. Cet appareil, utilisé dans l'industrie, est essentiellement composé d'un capteur à variation de capacité, d'un microcapacimètre et d'un enregistreur à oscillographe cathodique. Cet ensemble d'enregistrement nous a permis d'obtenir des tracés de décompression exploitables à l'échelle de la milliseconde ;

2^o l'étude d'un système d'enregistrement de phénomènes physiologiques rapidement variables nous a montré que le problème fondamental est un problème de capteur et nous a conduit à mettre au point une version de l'appareil de FLEURY adaptée à la physiologie. Cet appareil nous a permis d'obtenir des enregistrements exploitables à une échelle inférieure au 1/100 de seconde ;

3^o la qualité des enregistrements physiologiques est subordonnée à deux conditions :

- a) absence de toute bulle entre la prise de pression et le capteur ;
 - b) utilisation de tubes de jonction les plus courts possibles et d'un calibre suffisant (au moins 2 mm de diamètre interne).
-

CHAPITRE III

LA LOI DE DÉCOMPRESSION DE CABINE DANS LES DÉCOMPRESSIONS EXPLOSIVES

Lors d'une décompression explosive, la pression extérieure à l'organisme baisse rapidement pour atteindre une nouvelle valeur. Les solides et les liquides de l'organisme se mettent en équilibre avec la nouvelle pression sans variation importante de volume. Au contraire, les gaz qui se trouvent contenus dans les organes fermés (intestin) ou communiquant avec l'extérieur par un orifice petit par rapport au volume de l'organe (poumon, oreille moyenne) vont tendre à augmenter de volume de manière à être en équilibre de pression avec la nouvelle pression extérieure.

Pour les organes fermés l'expansion gazeuse crée toujours une augmentation de volume, associée ou non à une surpression, suivant les plus ou moins grandes possibilités d'expansion du contenant, par exemple de l'abdomen dans le cas du tractus gastro-intestinal, comme nous le verrons ultérieurement.

Il n'en est pas de même pour les organes qui, comme le poumon, sont en communication avec l'extérieur. L'expansion des gaz contenus ne peut créer de modification à l'intérieur d'un tel organe que si la cabine se décomprime plus vite que lui.

Nous avons déjà indiqué que la façon la plus simple d'éviter la production d'une surpression intrapulmonaire dangereuse et tout danger de lésions, était de réaliser des conditions telles que la décompression de la cabine soit toujours plus lente que la décompression pulmonaire.

On est ainsi conduit à rechercher les lois de décompression pulmonaire et de décompression de cabine et à les comparer. Une telle comparaison doit permettre de définir les conditions limites de coefficient de fuite pour que la vitesse de décompression de cabine soit, à tout instant, inférieure à la vitesse maximum de décompression pulmonaire. Cette comparaison peut conduire à des résultats particulièrement simples si les organes creux communiquant avec l'extérieur (et, en particulier, le poumon) et les cabines suivent des lois de forme mathématique analogue, comme il est au moins logique de l'espérer.

Nous avons donc été amené à étudier :

- 1° la loi de décompression de cabine ;
- 2° la loi de décompression pulmonaire.

LA LOI EXPÉRIMENTALE DE DÉCOMPRESSION DE CABINE ET SES CONSÉQUENCES PRATIQUES

On ne peut espérer étudier avec précision les effets des décompressions explosives sur un organisme vivant si l'on ignore la façon dont s'effectue la décompression de cabine.

Il semble donc particulièrement important de connaître la loi qui relie la pression de cabine au temps. L'intérêt d'une telle étude semble cependant avoir échappé à divers auteurs qui se sont bornés, en général, à étudier la durée de la décompression, oubliant que pour se rendre compte exactement de la marche d'une décompression la connaissance de sa durée totale est très insuffisante.

Établissement de la loi de décompression.

Pour étudier les décompressions et en rechercher les lois il convient, tout d'abord, de réaliser des enregistrements de décompression suffisamment détaillés et précis pour pouvoir en faire commodément l'analyse mathématique. Nous avons donc entrepris une série d'enregistrements de pression de cabine en fonction du temps avec l'appareil de FLEURY précédemment décrit [23]. Nous avons utilisé deux coefficients de fuite $F_1 = 1/2,77$ et $F_2 = 1/7,34 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et des rapports de pression allant de 1,45 à 6,71. La température initiale était de 15°C et la saturation de l'air en vapeur d'eau de 70 %.

Sur une quarantaine d'expériences effectuées en 1952 nous avons retenu vingt-quatre tracés, dont vingt avec un coefficient de fuite de $1/2,77 \text{ m}^2/\text{m}^3$ (fig. 1). Nous en avons fait l'analyse mathématique. L'étalement des courbes de pression en fonction du temps (le temps en abscisses avec 1,8 cm pour une milliseconde, la pression en ordonnées avec une amplitude réglée et cadrée aux environs de 12 cm pour la différence entre les pressions initiale et finale) et la fidélité de l'enregistreur nous ont permis une telle étude dans des conditions de précision suffisante.

Nous avons alors successivement mesuré avec soin les pressions absolues p en fonction du temps, réduit p en pression relative à la pression finale p_a et construit les courbes représentant la variation de la pression relative $\frac{p}{p_a} = r$ en fonction du temps.

L'examen et la comparaison des différents graphiques montrent une allure générale commune et suggèrent une fonction unique pour représenter la variation de la pression relative en fonction du temps. Cette fonction possède les propriétés suivantes :

1° pour un temps égal à la durée de l'écoulement (ou « temps de décompression » t_0) on a $\frac{p}{p_a} = 1$, c'est-à-dire que la pression finale de la cabine p égale la pression atmosphérique extérieure p_a . On a une tangente parallèle à l'axe des temps ;

TRACÉ DE DÉCOMPRESSION N°18

144,6 mm Hg
(12 000 m)

34,1 mm Hg
(21 000 m)

10⁻³ sec

Temps

ANALYSE HYPERBOLIQUE DU TRACÉ

Arg. ch. p/p_a

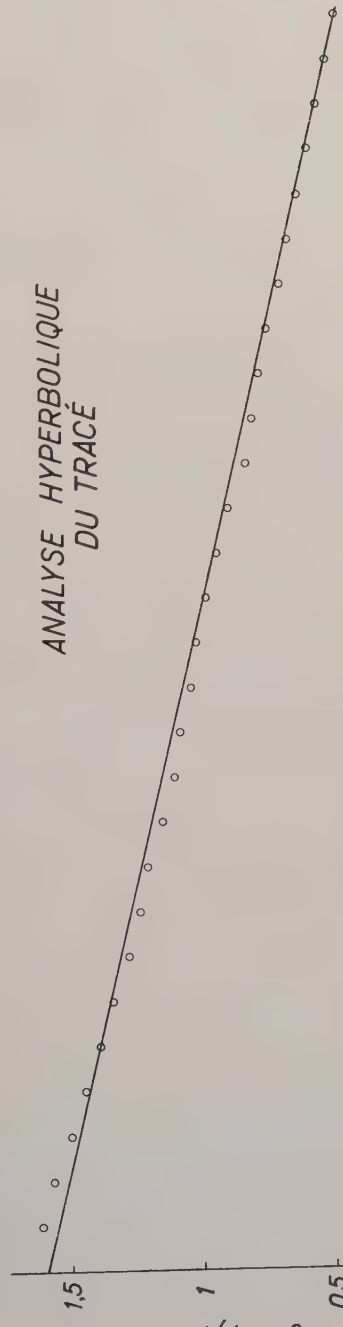


Fig. 1. — Diagramme de pression-temps d'une décompression explosive (expérience n° 18) et son analyse hyperbolique
 Tracé supérieur : courbe de décompression n° 18. Altitude initiale : 12 000 m (144,6 mm de Hg) ;
 altitude finale 21 000 m (34,1 mm de Hg) ; temps en abscisses, pression en ordonnées
 Tracé inférieur : analyse de la courbe en $\arg \text{ch } \frac{p}{p_a}$; temps en abscisses ; $\arg \text{ch } \frac{p}{p_a}$ en ordonnées

On voit que la courbe représentative de $\arg \text{ch } \frac{p}{p_a}$ en fonction du temps est une droite

2° le logarithme népérien de l'expression :

$$\frac{p}{p_a} + \sqrt{\frac{p^2}{p_a^2} - 1}$$

est lié au temps par une relation linéaire.

On a donc, entre $\frac{p}{p_a} = r$ (rapport de pression instantané) et le temps t , une relation hyperbolique de la forme :

$$(1) \quad \arg \operatorname{ch} r = -K (t - t_0);$$

$$(1') \quad r = \operatorname{ch} -K (t - t_0),$$

où :

K = coefficient expérimental, que nous appellerons coefficient de décompression et que nous étudierons ultérieurement ;

t_0 = temps correspondant à la durée totale de la décompression et qui peut être calculé à l'aide de (1) en faisant $t = 0$.

On a alors, en effet :

$$(2) \quad t_0 = \frac{1}{K} \arg \operatorname{ch} R,$$

en posant $R = \frac{p_c}{p_a}$, p_c représentant la pression de cabine initiale.

Nous avons enregistré cinquante-sept autres tracés de décompressions au cours de l'année 1953, qui nous ont confirmé l'exactitude des formules (1) et (1'). De plus, nous avons eu à notre disposition un tracé effectué en 1952 par GILLESPIE, à l'Aeromedical Laboratory [39], avec un coefficient de fuite de $1/56,8 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et un rapport $R = \frac{p_c}{p_a}$ de 8,6. Le système d'enregistrement, entièrement électrique et analogue au nôtre, était constitué par un capteur Sheffield, un amplificateur William Miller 3 et un enregistreur Hathaway S-12. Nous avons fait l'analyse mathématique de ce tracé (*fig. 2*). On constatera sans peine et l'on pourra vérifier sans difficultés que la courbe de pression en fonction du temps s'exprime par une équation du type (1), (1').

Nous pouvons donc, dès à présent, très valablement conclure que la pression de cabine n'est pas une fonction linéaire mais hyperbolique du temps t et que la variation de pression moyenne, proposée par divers auteurs comme terme de comparaison des décompressions explosives, ne peut donner une idée exacte de l'évolution de la pression.

Mais, de plus, il est possible de déterminer sans difficulté, à partir des formules empiriques (1) et (1') et des formules classiques de la thermodynamique, tous les éléments qui dépendent de la pression, de la masse spécifique et de la température du gaz à l'intérieur du caisson.

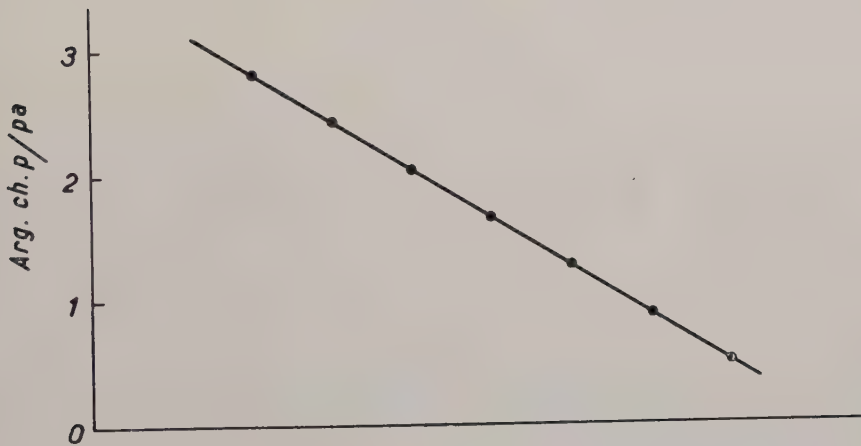
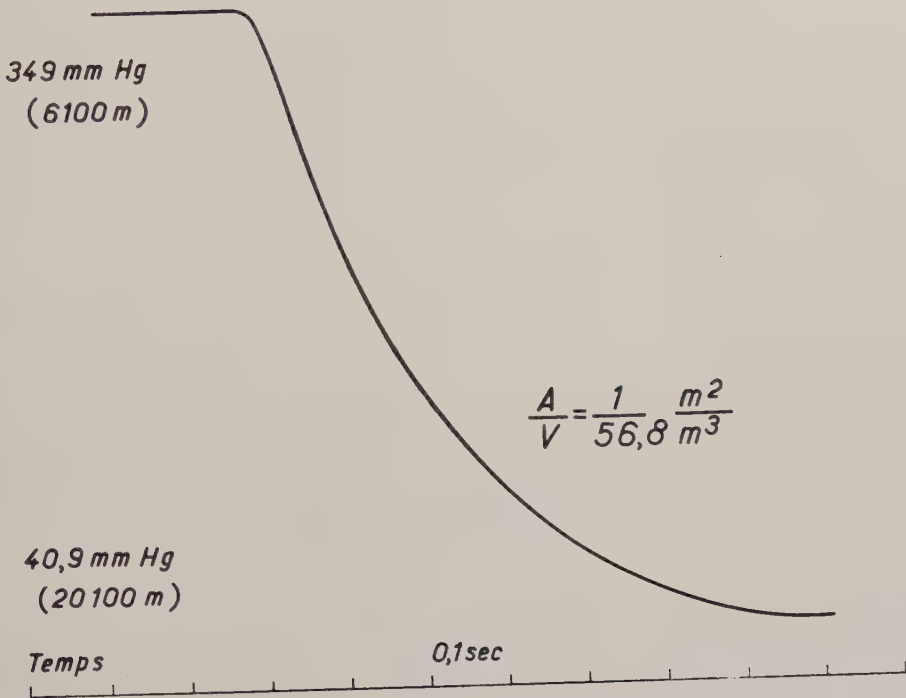


Fig. 2. — Diagramme de pression-temps d'une décompression explosive et son analyse hyperbolique.

Tracé supérieur : courbe de décompression empruntée au travail de Gillespie [39]. Altitude initiale : 6 100 m (349 mm de Hg); altitude finale : 20 100 m (40,9 mm de Hg); pression en ordonnées; temps en abscisses

Tracé inférieur : analyse de la courbe en $\arg \operatorname{ch} \frac{p}{p_a}$: temps en abscisses, $\arg \operatorname{ch} \frac{p}{p_a}$ en ordonnées. On voit que la courbe représentative de $\arg \operatorname{ch} \frac{p}{p_a}$ en fonction du temps est une droite

Vitesse de décompression.

On a évidemment, à partir de (1) et (1') :

$$(3) \quad \frac{dr}{dt} = -K \sqrt{r^2 - 1}$$

et :

$$(3') \quad \frac{dp}{dt} = -K \sqrt{p^2 - p_a^2}.$$

(3) représente la vitesse relative, (3') la vitesse absolue de décompression. Ces deux expressions sont particulièrement intéressantes. Elles représentent la formule générale de la loi empirique de décompression sous sa forme différentielle et nous en verrons ultérieurement l'intérêt quand nous aurons étudié la signification du coefficient K . Ces relations permettent de voir immédiatement qu'au cours de la décompression la pression diminue rapidement avec le temps.

Variation de la vitesse de décompression.

Il est intéressant de noter qu'à partir de (1) il est possible de tirer deux équations très simples et très suggestives (MONNIER et VIOLETTE) [63]. On a, en effet :

$$(4) \quad \frac{d^2r}{dt^2} = K^2 r;$$

$$(4') \quad \frac{d^2p}{dt^2} = K^2 p,$$

c'est-à-dire qu'à chaque instant :

1° la variation de vitesse relative de décompression est proportionnelle au rapport instantané des pressions r (4) ;

2° la variation de vitesse absolue de décompression est proportionnelle à la pression p (4').

Le système des équations (4) et (4') est d'une simplicité idéale. On en vient naturellement à penser qu'il exprime un mécanisme d'interprétation facile mais cette simplicité peut n'être qu'apparente et ne doit pas faire illusion. En outre, (4) et (4') admettent d'autres solutions que (1) et (1').

Densité et masse spécifique du gaz à l'intérieur de la cabine.

Appelons d la densité du gaz dans la cabine, c'est-à-dire le rapport $\frac{\sigma}{\rho_n}$ de la masse spécifique σ à l'instant t à la masse spécifique ρ_n du gaz dans les conditions finales; soit n le coefficient polytropique moyen de détente du gaz.

On a, évidemment :

$$(5) \quad d = \frac{\rho}{\rho_a} = \left(\frac{p}{p_a} \right)^{\frac{1}{n}} = r^{\frac{1}{n}}.$$

On en tire aussitôt la variation instantanée de la densité :

$$(5') \quad \frac{d(d)}{dt} = \frac{1}{n} r^{\frac{n-1}{n}} \frac{dr}{dt};$$

de même, la masse spécifique dans la cabine est :

$$(6) \quad \rho = \rho_a r^{\frac{1}{n}},$$

et sa variation :

$$(6') \quad \frac{d\rho}{dt} = \frac{1}{n} \frac{\rho_a}{p_a} r^{\frac{n-1}{n}} \frac{dp}{dt}.$$

On calculerait de même et sans difficulté les données relatives au volume spécifique et à la température. Ainsi, les relations empiriques (1) et (1') permettent de prévoir entièrement les différentes données relatives au gaz contenu dans la cabine. Il semble intéressant d'essayer de les rattacher aux formules d'écoulement calculables à partir de la thermodynamique.

COMPARAISON DES FORMULES EXPÉRIMENTALES AUX FORMULES THÉORIQUES

La formule classique des écoulements gazeux exprime que la variation de masse dans la cabine, de volume V , est égale à la masse de gaz détendu qui s'écoule au delà de l'orifice de fuite pendant le même temps dt . Cette formule s'écrit :

$$(7) \quad -V d\rho = A \rho_{or} U_{or} dt = A \rho_a U_a dt$$

et peut s'écrire :

$$(7') \quad -\frac{d\rho}{dt} = \frac{A}{V} \rho_{or} U_{or} = \frac{A}{V} \rho_a U_a,$$

où :

- ρ = masse spécifique instantanée du gaz dans la cabine ;
- A = surface équivalente de l'orifice de fuite ;
- ρ_{or} = masse spécifique du gaz détendu à la pression de l'orifice p_{or} ;
- U_{or} = vitesse d'écoulement du gaz détendu à p_{or} ;
- U_a = vitesse d'écoulement du gaz détendu à p_a ;
- ρ_a = masse spécifique du gaz détendu à la pression finale p_a .

La formule (7') combine une équation de continuité exprimant la constance du débit, à partir de l'orifice, à une équation d'impulsion donnant la vitesse orificielle. On utilise comme équation d'impulsion l'équation de Bernoulli qui permet de calculer la vitesse U_{or} d'un gaz détendu de la pression p à la pression p_{or} . Il semblerait logique de penser que le gaz se détend à l'orifice jusqu'à p_n et que l'on a simplement :

$$-\frac{d\rho}{dt} = \frac{A}{V} \rho_n U_n$$

et, en calculant U à partir de la formule de Bernoulli :

$$(8) \quad -\frac{d\rho}{dt} = \frac{A}{V} \rho_n \sqrt{\frac{p_n}{\rho_n}} \sqrt{\frac{2n}{n-1} \left(r^{\frac{n-1}{n}} - 1 \right)}.$$

Cette formule conduit aux conséquences suivantes : au cours d'un écoulement dans une atmosphère à pression fixe p_i , alors que r diminue constamment jusqu'à 1, le débit croît, passe par un maximum, puis diminue. De même, à pression de cabine fixe p_c et à pression finale constamment décroissante à partir de p_i , le débit croît d'abord, passe par un maximum, puis diminue jusqu'à devenir nul. Mais de telles conséquences sont contraires à l'expérience, comme l'a montré SAINT-VENANT, dès 1839 [6]. Lorsqu'on diminue constamment la pression finale, à pression de cabine fixe, le débit croît, atteint un maximum et reste sensiblement constant. On arrive ainsi à la conclusion suivante : si, à partir d'une pression de cabine fixe p_c , on diminue constamment la pression finale p_n , la pression à l'orifice p_{or} décroît d'abord avec p_i , jusqu'à une certaine valeur critique r_{cr} de r . Au-dessus de cette valeur critique, p_{or} ne dépend plus que de la pression de cabine et est constamment supérieure à p_i . Le débit, après avoir été constamment croissant, reste maximum et égal à celui qui est observé pour r_{cr} . En transposant ces résultats à l'écoulement du gaz d'une cabine dans une atmosphère à pression cabine constante p_n , on voit qu'il faut distinguer deux cas suivant que la pression de cabine est supérieure ou inférieure à la pression critique :

1° si la pression de cabine est supérieure à la pression critique, la pression orificielle p_{or} ne dépend que de la pression de cabine ;

2° si la pression de cabine est inférieure à la pression critique, la pression orificielle est p_n et l'équation (8) s'applique.

Le calcul thermodynamique permet de montrer que pour obtenir un débit maximum à l'orifice d'écoulement il faut que le rapport critique $r_{cr} = \frac{p}{p_{or}}$ soit : •

$$(9) \quad r_{cr} = \left(\frac{n+1}{2} \right)^{\frac{n}{n-1}},$$

ce qui permet de calculer la pression de cabine critique :

$$p_{cr} = p_d r_{cr}$$

et de diviser l'écoulement en deux phases :

1° Une phase « supersonique », où l'on a $p > p_{cr}$. La thermodynamique permet de montrer que dans ces conditions la vitesse d'écoulement U_{or} est, à chaque instant, égale à la vitesse du son dans les conditions ρ_{or} p_{or} de l'orifice; on a alors :

$$p_{or} = \frac{p}{r_{cr}}$$

et :

$$(10) \quad -\frac{d\rho}{dt} = \rho_a r \frac{1}{n} \frac{A}{V} \sqrt{n \frac{p_a}{\rho_a} r^{\frac{n-1}{2n}}} \left(\frac{n+1}{2} \right)^{\frac{n}{2(n-1)}};$$

2° une phase subsonique où l'on a $p < p_{cr}$. On a alors $p_{or} = p$. La formule de Bérnoulli s'applique et l'on a :

$$(8) \quad -\frac{d\rho}{dt} = \frac{A}{V} \rho_a \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} \sqrt{\frac{2n}{n-1} \left(r^{\frac{n-1}{n}} - 1 \right)}.$$

On pourrait ainsi comparer aisément (8) et (10) à (6'). Mais il semble plus intéressant de calculer immédiatement les valeurs de $\frac{dp}{dt}$ correspondant à (8) et (10) et de les comparer à (3'). On sait, en effet, qu'au cours d'une détente adiabatique de coefficient polytropique n , on a, à chaque instant, en raison de la loi de Laplace :

$$(11) \quad \frac{dp}{dt} = n \frac{p}{\rho} \frac{d\rho}{dt} = n \frac{p_a}{\rho_a} r^{\frac{n-1}{n}},$$

d'où l'on tire immédiatement :

1° pour la phase supersonique $p > p_{cr}$:

$$(12) \quad \frac{dp}{dt} = p_a r \frac{A}{V} \sqrt{n \frac{p_a}{\rho_a} r^{\frac{n-1}{2n}}} n \left(\frac{2}{n+1} \right)^{\frac{n+1}{2(n-1)}};$$

2° pour la phase subsonique $p < p_{cr}$:

$$(13) \quad \frac{dp}{dt} = p_a r \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a} r^{-\frac{1}{n}}} \sqrt{r^{\frac{n-1}{n}} - 1},$$

que nous comparerons à (3') écrite sous la forme plus commode :

$$(3') \quad \frac{dp}{dt} = p_a \sqrt{r^2 - 1} K.$$

On voit ainsi, immédiatement, que (13) est irréductible à (3'). Au contraire, (12) peut tendre rapidement et d'une façon suffisamment exacte vers (3'), dès que $r > 2$, pourvu que l'on ait :

$$(14) \quad K = \frac{A}{V} \sqrt{n \frac{p_a}{\rho_a}} n \left(\frac{2}{n+1} \right)^{\frac{n+1}{2(n-1)}} r^{\frac{n-1}{2n}}.$$

Or, dans (14), tous les termes sont constants pour une expérience donnée, sauf $r^{\frac{n-1}{2n}}$ qui est lui-même peu variable.

On peut d'ailleurs écrire que si (12) est exact K doit, à une constante près K', être à chaque instant égal à :

$$(15) \quad K = \frac{A}{V} \sqrt{n \frac{p_a}{\rho_a} r^{\frac{n-1}{2n}}} K',$$

c'est-à-dire égal au produit du coefficient de fuite $F = \frac{A}{V}$ par la vitesse du son dans les conditions de la cabine p et ρ (donnés par (1) et (6)). Mais une telle hypothèse est susceptible d'une vérification expérimentale précise et nous sommes ainsi amené à faire l'étude du coefficient K, à partir de nos expériences.

PROPRIÉTÉS DU COEFFICIENT K ET SES CONSÉQUENCES

Étude du coefficient K.

Si l'on examine l'analyse hyperbolique des vingt-cinq tracés que nous avons étudiés en détail, on est frappé par la constance du coefficient K au cours d'une décompression donnée (*fig. 1 et 2*), jusqu'à des valeurs de pression relative très proches de l'unité. Il est donc possible, simple et facile de mesurer ce coefficient à partir de la transformée en $\arg \operatorname{ch} r$ en fonction du temps.

Nous avons ainsi obtenu un tableau (tabl. II) des valeurs de K pour les différents coefficients de fuite. On voit immédiatement que K, remarquablement constant au cours d'une décompression donnée, est sensiblement proportionnel à F pour chaque groupe d'expérience.

On pourrait penser que la constance de K est due à des valeurs du coefficient polytropique de détente n , proches de l'unité. Et nous verrons en effet, ultérieurement, que dans le cas des gaz de l'organisme, gaz à 37° saturés de vapeur d'eau, le coefficient polytropique de détente n est de l'ordre de 1,1 et peut sensiblement être confondu avec le coefficient isotherme $n = 1$. Mais, dans les expériences de décompression de cabine effectuées à 15° avec une humidité de 70 %, le coefficient polytropique de détente calculé par les formules classiques est de 1,29, valeur qui ne saurait pratiquement être confondue avec 1.

K ne peut donc être représenté par (15) et, bien qu'assez approchée, la formule (12) ne peut rigoureusement être identifiée à (3') par suite de la constance du coefficient K au cours d'une décompression donnée. On est donc amené à penser que le coefficient K, produit d'une vitesse par un coefficient de fuite, comme le montrent les équations aux dimensions, doit être de la forme :

$$(16) \quad K = \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_n}{\rho_a}} K_c,$$

TABLEAU II

*Tableau des coefficients de décompression K pour les vingt-cinq tracés
analysés mathématiquement*

N = numéro de l'expérience ;
 $R = \frac{p_c}{p_e}$ = pression cabine/pression finale ;
 AI = altitude initiale ;
 AF = altitude finale (en milliers de mètres) ;
 $F = \frac{A}{V}$ = coefficient de fuite en m^2/m^3 ;
 K = coefficient de décompression.

N	R	AI	AF	F	K
1	1,445	0	3	1/2,77	94
2	»	»	»	»	94
3	1,607	12	15	»	83
4	1,837	8	12	»	92
5	2,150	0	6	»	86
6	»	»	»	»	87
7	2,286	3	9	»	87
8	2,555	9	15	»	86
9	»	»	»	»	88
10	»	»	»	»	77
11	»	»	»	»	76

TABLEAU II (suite)

N	R	AI	AF	F	K
12	2,555	9	15	1/2,77	80
13	»	»	»	»	80
14	»	»	»	»	78
15	2,952	8	15	»	83
16	3,304	0	9	»	84
17	4,144	9	18	»	84
18	4,190	12	21	»	80
19	5,842	3	15	»	76
20	6,710	9	21	»	81
21	1,445	0	3	1/7,34	34
22	1,550	9	12	»	34
23	2,555	9	15	»	32
24	»	9	15	»	32
25	8,533	6,1	20,1	1/56,8	4

K_c étant un coefficient expérimental fixe et sans dimensions ayant la signification d'un coefficient de contraction de veine.

Mais si K est représenté par (16) on doit aussi avoir, pour un même coefficient de fuite F , une même température initiale, un rapport de pression $R = \frac{p_c}{p_a}$:

$$(17) \quad K = F \sqrt{\frac{p_c}{\rho_c} R^{-\frac{n-1}{n}}} K_c = F \sqrt{\frac{p_c}{\rho_c} R^{-\frac{n-1}{2n}}} K_c.$$

On voit ainsi, immédiatement, que si K est représenté par (16), pour des conditions identiques de coefficient de fuite et de température initiale, K doit être proportionnel à $R^{-\frac{n-1}{2n}}$, seule variable du deuxième membre de (17), et que l'on doit avoir :

$$(18) \quad K \cdot R^{\frac{n-1}{2n}} = C^{te} = F \sqrt{\frac{p_c}{\rho_c}} K_c,$$

relation aisée à vérifier expérimentalement.

Si, de plus, le coefficient K_c ne dépend pas de F on doit avoir, dans les conditions de l'équation (18) :

$$(19) \quad \frac{K \cdot R^{\frac{n-1}{2n}}}{F} = C^{te} = \sqrt{\frac{p_c}{\rho_c}} K_c,$$

relation d'où l'on peut tirer K_c .

Or, on calcule aisément, à l'aide du tableau II, que les vingt-quatre coefficients de décompression obtenus dans nos expériences vérifient l'équation (20) (tabl. III).

On a donc bien, comme prévu :

$$(16) \quad K = \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} K_c,$$

avec :

$$K_c = 0,9 \pm 0,02,$$

valeur tout à fait vraisemblable pour un coefficient de contraction qui nous apparaît remarquablement fixe.

L'équation (1'), combinée avec (16), devient alors :

$$(20) \quad r = ch K_c \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} (t_o - t).$$

On transformerait de même toutes les expressions de (1) à (6) qui contiennent K sous sa forme non développée.

TABLEAU III

Tableau de $U = K_c \sqrt{\frac{p_c}{\rho_c}}$ calculé, pour chacune de nos vingt-quatre expériences
à l'aide de la formule (20)

N = numéro de l'expérience ; K = coefficient de décompression ;

$$R = \frac{p_c}{p_a};$$

$$U = K_c \sqrt{\frac{p_c}{\rho_c}} \text{ en m/s.}$$

N	R	K	U	N	R	K	U
1	1,445	94	271,3	13	2,555	80	246,2
2	»	94	»	14	»	78	240
3	1,607	83	242,1	15	2,952	83	259,6
4	1,837	92	272,9	16	3,304	84	265,9
5	2,150	86	259,6	17	4,144	84	272,9
6	»	87	262,6	18	4,190	80	260,2
7	2,286	87	264,3	19	5,842	76	256,7
8	2,555	86	264,6	20	6,710	81	277,7
9	»	88	270,8	21	1,445	34	260
10	»	77	236,9	22	1,550	34	262
11	»	76	233,9	23	2,555	32	261
12	»	80	246,2	24	2,555	32	261

U moyenne = 259,1

Ecart probable $\sigma = \pm 5,85$

Mais, de plus, la double constatation expérimentale :

1^o constance du rapport K au cours d'une décompression donnée ;

2^o proportionnalité de K à $\sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}}$,

nous conduit à des précisions intéressantes sur les phénomènes orificiels.

Isothermie de l'écoulement orificiel.

Il semble logique de supposer la détente du gaz comme progressive et adiabatique à l'intérieur de la cabine, et, en effet, au cours de l'écoulement le gaz de la cabine se refroidit régulièrement en fonction du temps, comme il est possible de le calculer à partir de (1). A la suite des travaux de SAINT-VENANT [6], les thermodynamiciens ont été amenés à supposer que la détente du gaz dans la veine d'écoulement est, elle aussi, progressive et que, dans le régime supersonique [équat. (10) et (12)], la masse spécifique orificielle est en rapport constant avec celle du gaz de la cabine mais sans rapport avec celle de l'extérieur. Une telle hypothèse entraînerait, entre autres conséquences, une variation constante de la vitesse orificielle du son et du coefficient K au cours d'une décompression. Or, l'expérience nous a montré que K était, au contraire, extrêmement constant au cours d'une décompression donnée et proportionnel à $\frac{p_a}{\rho_a}$ [équat. (18) et (19)]. Nous pouvons donc conclure qu'à l'orifice le gaz est à la température finale et admettre le caractère isotherme de l'écoulement à ce niveau.

Dès lors, à l'orifice on n'a non plus (6), c'est-à-dire :

$$\rho = \rho_a r^{\frac{1}{n}},$$

mais tout simplement :

$$(21) \quad \rho = \rho_a r$$

et :

$$(21') \quad \frac{d\rho}{dt} = \rho_a \frac{dr}{dt}.$$

Ceci nous conduit à supposer une détente très rapide du gaz aux environs de l'orifice où règne la température finale de détente.

En résumé, l'expérience nous montre que tout se passe comme si la détente se produisait brutalement au niveau de l'orifice d'une façon isotherme à la température finale. Ce résultat nous amène à reprendre les équations d'écoulement théoriques en tenant compte des données expérimentales.

Essai d'établissement d'une équation d'impulsion.

L'équation (20), combinée à nos constatations expérimentales, suggère une équation d'impulsion différente de la formule de Bernoulli sous la forme (8) que nous avons vue ne pas être vérifiée par l'expérience.

Calculons la vitesse moyenne U_m acquise par un gaz de masse spécifique ρ_m (intermédiaire entre les masses spécifiques à l'orifice interne ρ_a et à l'extérieur ρ_a), sous l'action de la chute de pression $p_c - p_a$ éprouvée à l'orifice. On a, évidemment :

$$(22) \quad \rho_m U_m^2 = p_c - p_a.$$

Mais si la détente, dont nous avons vu le caractère isotherme, se produit sur un court espace, on peut admettre que ρ_m représente la moyenne arithmétique entre ρ_a et ρ_a et que l'on a très sensiblement :

$$(23) \quad \rho_m = \rho_a \left(\frac{r+1}{2} \right),$$

d'où l'on tire aussitôt :

$$(24) \quad U_m = \sqrt{\frac{2(p_c - p_a)}{\rho_a(r+1)}} = \sqrt{\frac{2p_a}{\rho_a}} \sqrt{\frac{r-1}{r+1}}$$

qui, porté dans (7'), donne aussitôt :

$$(25) \quad -\frac{d\rho}{dt} = \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} \rho_a \sqrt{r^2 - 1},$$

d'où :

$$\rho = \rho_a \operatorname{ch} \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} (t - t_0),$$

qui permet de retrouver immédiatement (20), à la constante d'écoulement K_c près.

Ainsi, en suivant pas à pas la réalité expérimentale et les conséquences qu'elle entraîne, et en ajoutant une hypothèse qui paraîtra peut-être hardie, on parvient à la démonstration d'une formule qui représente très fidèlement la réalité. Cette hypothèse, à tout prendre, n'est certainement pas plus inexacte que celles qui aboutissent à des formules plus éloignées de la réalité physique et a au moins l'avantage de conduire au résultat.

Durée de décompression.

Il est facile, comme nous l'avons vu, de calculer la durée totale de la décompression (encore appelée temps de décompression) à l'aide de la relation (2). Il est, de même, possible de calculer le temps nécessaire au passage d'une pression p_c à une pression intermédiaire entre p_c et la pression finale p_a .

La relation (2) :

$$(2) \quad t_0 = \frac{1}{K} \arg \operatorname{ch} R = \frac{V}{A} \sqrt{\frac{\rho_a}{p_a}} \frac{1}{K_c} \arg \operatorname{ch} R$$

nous donne donc le moyen de calculer t_0 avec une grande exactitude. On peut, cependant, reprocher à cette formule particulièrement simple d'exiger l'emploi d'une table de fonctions hyperboliques. Mais il est possible de transformer (2) en fonction logarithmique. On sait, en effet, que l'on a :

$$\arg \operatorname{ch} R = \log_e (R + \sqrt{R^2 - 1}) = 2,3 \log_{10} (R + \sqrt{R^2 - 1})$$

et (2) devient ainsi :

$$(2') \quad t_0 = \frac{V}{A} \sqrt{\frac{\rho_n}{p_n}} \frac{1}{K_c} 2,3 \log_{10} (R + \sqrt{R^2 - 1}),$$

formule aisément calculable à l'aide de la table de logarithmes décimaux. Notons que pour $R > 3$ on peut utiliser la formule approchée :

$$(2'') \quad t_0 = \frac{V}{A} \sqrt{\frac{\rho_n}{p_n}} \frac{1}{K_c} 2,3 \log_{10} 2 R.$$

Il ne semble guère utile d'essayer de comparer la formule (2) aux formules du temps de décompression qu'on peut tirer de la formule des écoulements (7') et des équations (12) et (13) dont nous avons vu précédemment l'irréductibilité à la formule (1').

Il semble, au contraire, intéressant de comparer les valeurs de t_0 données par (2) à celles données par la formule empirique de Gagge que nous avons vu être [chap. premier, équat. (3)] :

$$t_0 = \frac{1}{197} \frac{V}{A} \sqrt{r - 1}.$$

On voit immédiatement, en écrivant (2) en fonction des données initiales ρ_c , p_c et R , que la formule générale du temps de décompression est :

$$(2''') \quad t_0 = \frac{V}{A} \sqrt{\frac{\rho_c}{p_c}} R^{\frac{n-1}{2n}} \frac{1}{K_c} \arg \operatorname{ch} R,$$

et en comparant la formule de Gagge à (2''') on voit que, dans nos conditions expérimentales (air à 15° et humidité de 70 %), cette formule est particulièrement exacte pour $6,5 < R < 10$, où son erreur passe de — 2 % pour $R = 6,5$ à + 2 % pour $R = 10$.

Mais il est évident que la zone d'exactitude varie, pour des conditions initiales identiques, avec le coefficient polytropique de détente n du gaz qui s'écoule. Ainsi, avec $n = 1$, la zone d'exactitude s'étend de $R = 1,5$ à $R = 3$, avec une erreur de — 3,2 % pour $R = 1,5$ et de + 4,1 % pour $R = 3$.

On peut donc, semble-t-il, utiliser la formule de Gagge pour avoir l'ordre de grandeur du temps de décompression. Mais il sera toujours nécessaire d'utiliser la formule (2''') si l'on ne veut pas se contenter de résultats approchés.

Une fois de plus la formule (2''') nous montre l'importance du coefficient polytropique n du gaz qui se détend. Ce coefficient peut, dans le cas de l'air humide, être soit calculé, soit trouvé directement dans des tables. Il n'en est pas de même pour les gaz occlus dans l'organisme qui vont, eux aussi, subir la décompression. Si leur coefficient

polytropique de détente peut être calculé, il n'existe pas de table qui le donne directement. La méconnaissance de la loi de détente des gaz humides a parfois conduit à des prévisions théoriques inexactes et rend une telle étude nécessaire. Il sera ensuite possible d'envisager l'étude de la décompression pulmonaire sur des bases théoriques et expérimentales solides.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE III

Dans ce chapitre nous étudions la loi de décompression de cabine dans les décompressions explosives :

1° nous avons montré que l'évolution de la pression dans une cabine qui se décomprime n'est pas, comme certains auteurs l'ont écrit, une fonction linéaire du temps, mais s'exprime fort bien par la relation empirique :

$$(1) \quad p = p_a \operatorname{ch} K (t_0 - t),$$

où :

t_0 = temps de décompression de la cabine ;

p = pression instantanée au temps t ;

p_a = pression finale ;

K = coefficient expérimental, dont nous verrons plus loin la signification.

Nous avons obtenu ce résultat en analysant mathématiquement vingt-quatre tracés personnels et un tracé effectué dans un Laboratoire des États-Unis.

Nous avons tiré de cette relation toutes les conséquences qu'en permet l'étude algébrique ;

2° la comparaison de l'équation différentielle d'écoulement tirée de nos expériences, aux équations théoriques classiques, nous a permis de montrer que l'équation d'impulsion orificielle ne peut être celle de Bernoulli. L'équation pour le régime d'écoulement supersonique calculée par HUGONOT est beaucoup plus proche de nos résultats mais exige une variation constante du coefficient K au cours de la décompression ;

3° nous avons montré que le coefficient K était, au contraire, remarquablement constant au cours d'une décompression et qu'il satisfaisait fort bien à la formule :

$$(2) \quad K = \frac{A}{\bar{V}} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} K_c ;$$

$\frac{A}{\bar{V}}$ représentant le coefficient de fuite, rapport de la surface A de l'orifice d'écoulement au volume $\bar{V}$ de la cabine ;

ρ_a = masse spécifique du gaz dans les conditions finales ;

K_c = coefficient sans dimensions correspondant à un coefficient de contraction orificielle et égal, dans nos expériences, à $0,9 \pm 0,02$;

4° nous avons montré que la constance de K , au cours d'une décompression donnée, et sa proportionnalité à $\sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}}$, entraînent obligatoirement pour conséquence qu'à l'orifice tout se passe comme si l'écoulement était isotherme et à la température finale de détente. Cette conséquence suggère une équation d'impulsion permettant de faire découler la relation (1) des principes de la thermodynamique ;

5° la valeur de la durée de décompression à laquelle nous aboutissons est :

$$t_0 = \frac{V}{A} \sqrt{\frac{\rho_a}{p_a}} \frac{1}{K_r} \arg \operatorname{ch} R,$$

R représentant le rapport de la pression initiale à la pression finale.

La comparaison de cette formule avec la formule d'Hugoniot montre que cette dernière est à écarter. La formule empirique de Gagge donne un bon ordre de grandeur et des résultats plus exacts, mais la zone d'exactitude dépend essentiellement du coefficient polytropique du gaz qui se détend.

DÉTENTE ET EXPANSION DES GAZ DE L'ORGANISME DANS LES DÉCOMPRESSIONS EXPLOSIVES

Nous avons vu toute l'importance du coefficient polytropique de détente dans l'expression de la loi de décompression d'un gaz. Aussi, avant de rechercher si la loi de décompression s'applique aux organes creux qui, comme le poumon, sont en communication avec l'extérieur, convient-il d'étudier la loi de détente des gaz de l'organisme en fonction de la variation de pression et le coefficient polytropique de détente n qui lui correspond.

Si, de plus, on considère le volume V des gaz contenus dans les organes creux, on peut définir une expansion relative des gaz « occlus » E représentée par le rapport $\frac{V_f}{V_i}$ du volume gazeux final V_f au volume initial V_i . Le volume des gaz occlus étant, pour un organe clos, et à chaque instant, fonction de la pression p , l'expansion relative E sera donc, elle aussi, fonction des pressions initiale p_i et finale p_a .

Si le calcul ne présente aucune difficulté une fois posées les hypothèses, le délicat est de bien choisir celles-ci pour obtenir un résultat en accord avec les constatations expérimentales.

Ainsi, pour avoir choisi des hypothèses inexactes, LOVELACE et GAGGE ont abouti à une expression de l'expansion gazeuse que l'expérience contredit et qui nous a amené à reprendre cette étude.

Formule de Lovelace et Gagge.

Pour LOVELACE et GAGGE [60] et plusieurs auteurs à leur suite [27], [29], [69], l'expansion E des gaz occlus est la même que la décompression soit explosive ou lente. Les hypothèses valables (et confirmées par l'expérience) dans le cas des décompressions lentes sont applicables aux décompressions explosives et, en particulier, la saturation des gaz en vapeur d'eau reste constante. La détente se produit donc à température constante et à saturation constante.

En raison de la loi de Mariotte, et appelant p_i la pression initiale, p_a la pression finale, V_i le volume initial, V_f le volume final, 47 mm de mercure étant la pression de la

vapeur d'eau saturante à 37°, on a, entre V_i , V_f et les pressions des gaz secs, p_c — 47 (initiale), p_a — 47 (finale), la relation :

$$(1) \quad (p_c - 47) V_i = (p_a - 47) V_f,$$

d'où l'on tire immédiatement :

$$(1') \quad E = \frac{V_f}{V_i} = \frac{p_c - 47}{p_a - 47}.$$

Mais cette formule est en contradiction avec l'expérience. D'après elle, pour une décompression explosive d'altitude finale supérieure à 19 000 m, où $p_a = 47$ mm de mercure, on aboutirait instantanément à une expansion infinie, ce qui n'est pas observé et représente un non-sens physique. Par ailleurs, les expériences de GELFAN [34] sur le produit (pression $\times$ volume) des gaz occlus dans l'abdomen au cours des décompressions explosives ne sont pas en faveur de la validité de la formule (1), mais d'une formule empirique se rapprochant de :

$$(2) \quad E = \frac{p_c}{p_a}.$$

Ainsi, les formules (1) et (1'), parfaitement justifiées dans le cas des décompressions lentes, ne peuvent s'appliquer aux décompressions explosives ; l'hypothèse de la constance de saturation n'est pas valable et on le comprend aisément. Il y a, en effet, détente rapide d'un mélange contenant un constituant condensable, avec refroidissement et condensation partielle de la fraction condensable. Dans ces conditions, l'hypothèse d'une constance de la saturation n'apparaît guère soutenable.

La décompression explosive d'un système fermé ne peut donc conduire qu'à une expansion inférieure à l'expansion isotherme qui, dans une décompression de p_c à p_a , est égale à $\frac{p_c}{p_a}$ en raison de la loi de Mariotte. Or, il est évident que E donné par (1') est toujours supérieur à $\frac{p_c}{p_a}$, résultat physiquement impossible dans la décompression rapide d'un système fermé.

La théorie et l'expérience conduisent donc à écarter les expressions (1) et (1') pour représenter la loi de détente et l'expansion gazeuse dans les décompressions explosives, et à reconsidérer la validité des formules où l'expansion intervient et est représentée par (1').

Les expressions (1) et (1') ne pouvant être acceptées dans le cas des décompressions explosives, il nous a semblé particulièrement intéressant de reprendre le calcul de l'expansion relative et du coefficient polytropique de détente des gaz de l'organisme à l'aide des lois de la thermodynamique classique, en partant d'hypothèses plus conformes à la réalité des phénomènes, avec, pour contrôle, les résultats expérimentaux indiscutables de GELFAN [34].

CALCUL DE L'EXPANSION ET DU COEFFICIENT POLYTROPIQUE DE DÉTENTE

Calcul par la formule de Guldberg et Moehn.

Nous supposerons d'abord que dans le cas des décompressions explosives il n'y a pas d'échange de chaleur entre le contenu et le contenant, c'est-à-dire que nous considérerons provisoirement le phénomène comme adiabatique. Nous discuterons ultérieurement le bien-fondé de cette hypothèse.

Mais le gaz contenu dans les organes est formé de plusieurs constituants. C'est, en effet, un mélange de :

- 1° gaz respiratoire (mélange d'oxygène et d'azote) ;
- 2° de CO_2 (dont la pression partielle reste constante au niveau des tissus) ;
- 3° de vapeur d'eau saturante à 37°, c'est-à-dire d'un constituant condensable.

Au cours de la détente une partie de la vapeur d'eau du mélange va se condenser en dégageant des calories qui se trouvent transférées à la fraction non condensable. C'est là une particularité importante qui va influencer d'une façon déterminante sur la détente.

Et, en effet, la détente adiabatique d'un tel mélange suit non plus la loi de Laplace dans sa forme simple mais la loi de Laplace généralisée, c'est-à-dire :

$$(3) \quad pV^n = C^{\text{te}}$$

(où V représente le volume moléculaire).

Mais, ici, le coefficient polytropique de détente n varie légèrement au cours du phénomène et, en raison de la présence du constituant condensable, est sensiblement différent de celui qu'on pourrait calculer par la règle des mélanges. Il n'est donc pas possible de calculer rigoureusement l'expansion en fonction des pressions initiales et finales.

Établissement du graphique pression-volume correspondant à la détente des gaz de l'organisme.

Il est possible de calculer séparément, et pour chaque température du gaz qui se détend, sa pression p et son volume moléculaire V , à condition que l'on connaisse (et c'est le cas) sa composition dans les conditions initiales. Il existe en effet, à chaque instant, entre la pression des constituants non condensables p_g et la température absolue T du mélange, une relation connue sous le nom de loi de Guldberg et Moehn [73].

Son expression est la suivante :

$$(4) \quad [(1 - N_e) C p_g + N_e C_l] \log T - \frac{R}{J} (1 - N_e) \log p_g + (1 - N_e) \frac{L}{T} \frac{f}{p_g} = C^{\text{te}},$$

où :

N_e = fraction molaire condensable ;

Cp_g = chaleur molaire spécifique à pression constante de la fraction non condensable ;

C_l = chaleur spécifique molaire de la fraction condensable à l'état liquide ;

T = température absolue ;

R = constante des gaz parfaits ;

J = équivalent mécanique de la calorie ;

p_g = pression de la fraction non condensable à la température T ;

L = chaleur molaire de vaporisation de la fraction condensable à la température T ;

f = tension de vapeur de la fraction condensable à la température T .

Les logarithmes sont des logarithmes népériens.

Nous avons utilisé la formule (4) pour calculer les courbes pression-température au cours de la détente adiabatique réversible de gaz de l'organisme pour des mélanges correspondant aux altitudes de 0 à 11 000 m, de 1 000 m en 1 000 m. Nous avons supposé pour chacune de ces détente les conditions initiales suivantes qui sont celles des gaz alvéolaires et des gaz occlus dans les organes creux :

1° pression de CO_2 = 40 mm de mercure ;

2° pression de la vapeur d'eau saturante à 37°, soit 47 mm de mercure.

Nous avons ainsi obtenu un tableau et une courbe des pressions de la fraction non condensable en fonction de la température. En ajoutant, pour chaque température, la pression de vapeur saturante, au chiffre trouvé nous avons obtenu la pression totale du gaz à chaque température. Nous avons alors converti les pressions absolues en pressions relatives et obtenu ainsi la variation de la fonction pression/température sous forme d'un tableau et d'une courbe (tabl. IV et *fig. 3*). L'étude du tableau et de la courbe n'est pas sans intérêt ; on voit, en particulier, qu'il faut une décompression beaucoup plus importante à partir de 11 000 m que de 0 m pour aboutir au même abaissement de température des gaz de l'organisme.

A partir du tableau des pressions de la fraction non condensable en fonction de la température, il est possible de calculer le volume moléculaire correspondant à une température donnée et à une pression donnée, à l'aide de la loi de Mariotte :

$$(5) \quad pV = RT,$$

d'où l'on tire, évidemment :

$$(5') \quad V = \frac{RT}{p}.$$

On peut aisément convertir ces volumes absolus V en volumes relatifs v en les rapportant au volume moléculaire dans les conditions de température et d'altitude

TABLEAU IV

Pression relative totale (gaz + vapeur) en fonction de la température, d'un gaz alvéolaire humide se détendant adiabatiquement pour des altitudes initiales de 0 à 11 000 m, calculée par la formule (4)

ALTITUDE DE DÉPART	TEMPÉRATURE EN 0° C									
	37	35	30	25	20	15	10	5	0	
0	1	0,934	0,784	0,660	0,554	0,467	0,393	0,335	0,282	
1	1	0,930	0,777	0,648	0,538	0,448	0,374	0,314	0,262	
2	1	0,926	0,767	0,634	0,523	0,430	0,354	0,295	0,242	
3	1	0,923	0,759	0,623	0,507	0,415	0,338	0,276	0,224	
4	1	0,921	0,751	0,610	0,494	0,398	0,320	0,258	0,206	
5	1	0,919	0,743	0,599	0,480	0,382	0,304	0,243	0,190	
6	1	0,917	0,736	0,588	0,466	0,367	0,288	0,228	0,174	
7	1	0,915	0,729	0,578	0,453	0,354	0,275	0,214	0,160	
8	1	0,912	0,722	0,567	0,441	0,342	0,262	0,202	0,150	
9	1	0,909	0,715	0,557	0,430	0,330	0,251	0,191	0,141	
10	1	0,907	0,709	0,550	0,420	0,320	0,241	0,182	0,133	
11	1	0,905	0,703	0,541	0,409	0,308	0,230	0,172	0,124	

initiale, ce volume étant pris comme unité. On obtient alors le tableau V qui représente les expansions relatives en fonction de la température au cours de la décompression d'un mélange donné.

Il est alors possible de porter sur deux axes de coordonnées les pressions relatives en abscisses et les volumes relatifs en ordonnées qui correspondent aux diverses températures du mélange au cours de sa détente. On obtient ainsi la courbe pression-volume correspondant à la détente d'un mélange donné. Nous avons ainsi dessiné les diverses

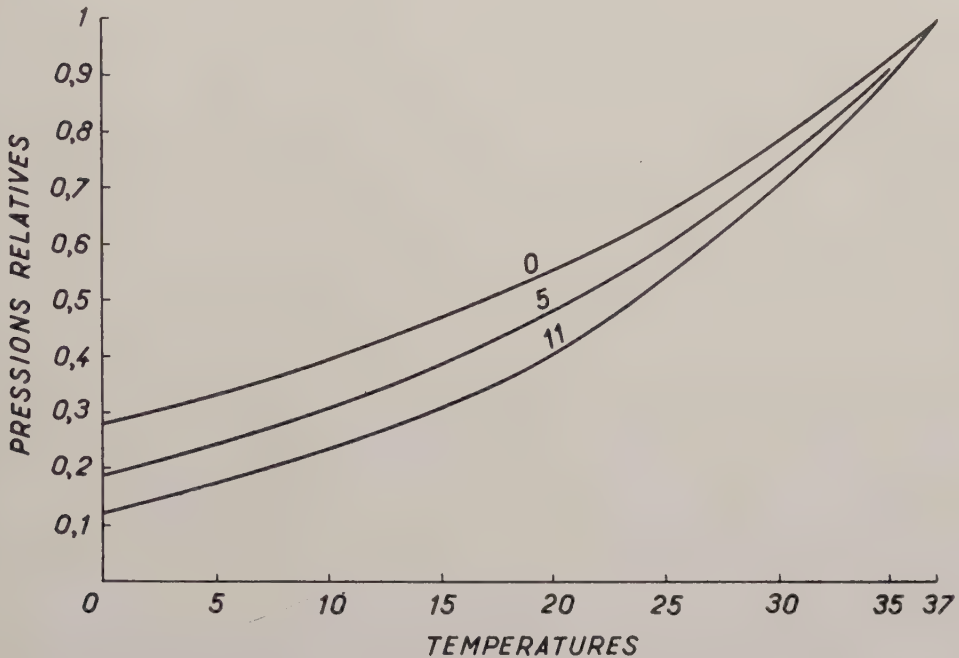


Fig. 3. — Graphique représentant la pression relative en fonction de la température calculée par la formule de Guldberg et Moehn

Nous n'avons représenté que trois courbes pour des altitudes de départ de 0 m (courbe 0), de 5 000 m (courbe 5) et de 11 000 m (courbe 11). Connaissant $\frac{p_a}{p_c}$, on lit immédiatement sur la courbe

correspondante la température du mélange et vice-versa

courbes de détente pour les mélanges de 0 à 11 000 m, de 1 000 m en 1 000 m. Ces courbes permettent de mesurer par simple lecture l'expansion relative correspondant à une décompression donnée et à un mélange donné. Notons que pour les altitudes de départ situées entre 0 et 11 000 m, ces courbes sont relativement proches et se distinguent mal les unes des autres sur un graphique d'ensemble. Nous n'avons ainsi tracé en entier sur la figure 4 que les deux courbes de pression-volume correspondant aux altitudes de départ de 0 m et de 11 000 m.

Calcul approché de l'expansion et du coefficient polytropique de détente.

La formule de Guldberg et Moehn, si elle fournit des résultats exacts, conduit à des calculs laborieux et aboutit soit à une construction graphique de précision fatalement limitée, soit au calcul d'un coefficient polytropique de détente conduisant à un

même volume relatif pour une détente identique. Mais ce coefficient ne paraît correspondre ni à la loi de détente réelle, ni même à une loi très approchée en raison de la variation du coefficient polytropique réel avec la température absolue.

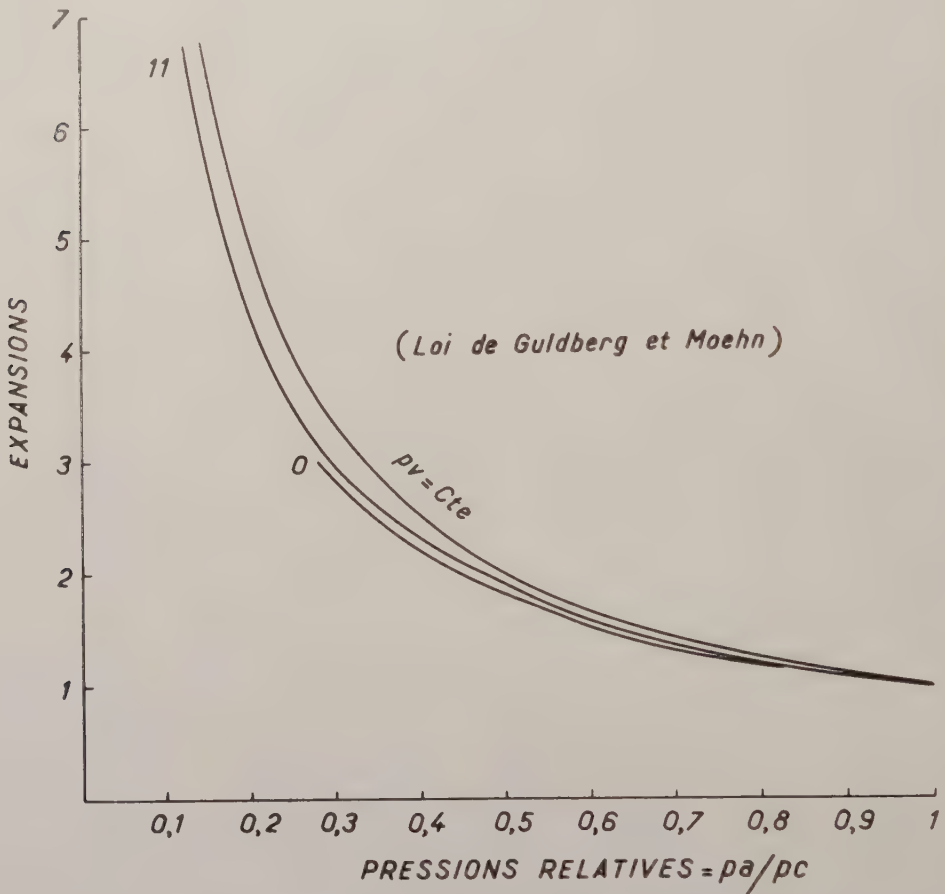


Fig. 4. — Graphique représentant l'expansion des gaz occlus en fonction de la pression calculée à l'aide de la formule de Guldberg et Moehn

Nous n'avons représenté les courbes que pour les deux altitudes de départ extrêmes : 0 m (courbe 0), 11 000 m (courbe 11). Les courbes ont été arrêtées au point où le mélange gazeux qui se détend atteint 0°. A titre de comparaison nous avons dessiné la courbe de détente isotherme : $p v = C^{te} = RT$ pour une température absolue équivalente à 37°. Connaissant $\frac{p_a}{p_c}$ on lit immédiatement l'expansion à l'aide de la courbe.

Or, si nous examinons, à partir des tableaux IV et V, les logarithmes des pressions relatives $\log p$ et des volumes relatifs $\log v$ correspondant, à la détente d'un mélange donné on voit que pratiquement il existe entre eux une relation quasi linéaire et de la forme :

$$(6) \quad \log p = n \log v.$$

C'est donc qu'à peu de choses près la détente d'un mélange donné suit la loi de Laplace :

$$p V^n = C^{te},$$

TABLEAU V

Tableau des volumes relatifs en fonction de la température, pour un gaz alvéolaire humide se détendant adiabatiquement pour des altitudes initiales de 0 à 11 000 m, calculés par les formules (4) et (5)

ALTITUDE DE DÉPART milliers de mètres	TEMPÉRATURE EN. 0° C.									
	37	35	30	25	20	15	10	5	0	
0	1	1,061	1,236	1,435	1,670	1,936	2,254	2,584	2,995	
1	1	1,066	1,248	1,461	1,718	2,015	2,371	2,745	3,214	
2	1	1,069	1,261	1,488	1,768	2,092	2,487	2,921	3,467	
3	1	1,072	1,274	1,516	1,818	2,170	2,601	3,110	3,731	
4	1	1,075	1,287	1,545	1,868	2,255	2,733	3,310	4,040	
5	1	1,078	1,300	1,573	1,919	2,345	2,871	3,504	4,360	
6	1	1,081	1,312	1,601	1,969	2,438	3,023	3,721	4,735	
7	1	1,084	1,324	1,629	2,020	2,518	3,159	3,950	5,155	
8	1	1,087	1,337	1,657	2,072	2,602	3,308	4,171	5,470	
9	1	1,089	1,349	1,684	2,124	2,693	3,458	4,396	5,795	
10	1	1,091	1,361	1,710	2,173	2,781	3,594	4,620	6,150	
11	1	1,093	1,373	1,735	2,234	2,886	3,772	4,874	6,621	

en prenant un coefficient polytropique de détente n fixe et moyen, qu'il est possible de calculer à l'aide des formules de la thermodynamique. Dans la détente d'un mélange gazeux contenant un constituant condensable le coefficient polytropique instantané a , en effet, la valeur suivante [73] :

$$(7) \quad n_i = \frac{\left(C p_g + \frac{N_e - N_v}{1 - N_e} C_l \right) (1 - N_r) + \frac{J}{R} \frac{L^2}{T^2} N_r}{C v_g + \frac{N_e - N_v}{1 - N_e} C_l + \frac{J}{R} \left(\frac{L}{T} - \frac{R}{J} \right)^2 N_r}$$

Même notation que dans (4) en ajoutant :

$C v_g$ = chaleur molaire spécifique à volume constant de la fraction non condensable ;

N_r = fraction molaire du constituant condensable à l'état de vapeur.

On peut immédiatement vérifier à l'aide de cette formule que dans le cas des gaz de l'organisme la variation de n_i n'est que de quelques centièmes pour une détente qui amène le mélange de 37 à 0°. Aussi, dans cet intervalle de température qui est l'intervalle pratique, on peut considérer comme très exacte une formule du type de la loi de Laplace :

$$p V^n = C^e,$$

en prenant pour n la moyenne des valeurs de n_i calculées pour 0° et 37°, soit n_0 et n_{37} . On a donc :

$$(8) \quad n_{\text{moyen}} = \frac{n_0 + n_{37}}{2}.$$

Nous avons calculé, à l'aide des formules (7) et (8), la valeur de n moyen pour les différentes altitudes et nous avons obtenu le tableau VI.

Dans ces conditions on a, évidemment :

$$(9) \quad E = \frac{V_f}{V_i} = \left(\frac{p_c}{p_a} \right)^{\frac{1}{n}}.$$

Il est intéressant de comparer les valeurs de E données par le tableau V et calculées, pour les conditions d'altitude initiale et de rapport de pression identiques, à l'aide de la formule (9) et du tableau VI.

Nous avons ainsi comparé les valeurs extrêmes de E pour chaque altitude. On voit ainsi que la formule (9) donne pour E des résultats trop élevés, de 2 % en moyenne (de 3,3 % pour la détente à partir de 0 m, à 1,2 % pour la détente à partir de 11 000 m), et représente une excellente approximation.

On peut, du reste, avec une approximation suffisante pour la pratique, utiliser la formule (9) en prenant $n = 1,1$ (fig. 5) ; il vient alors :

$$(9') \quad E = \frac{V_f}{V_i} = \left(\frac{p_c}{p_a} \right)^{0,909}.$$

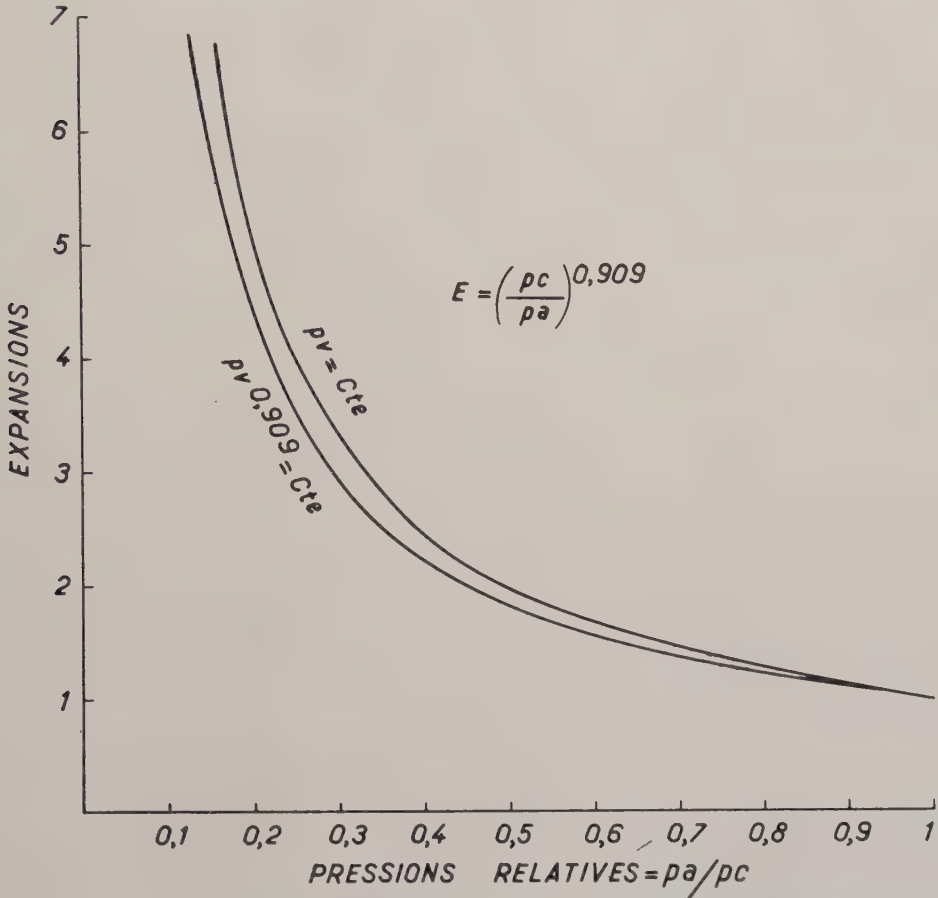


Fig. 5. — Graphique représentant l'expansion E des gaz occlus en fonction de la pression

relative et d'après la formule (9') $E = \left(\frac{p_a}{p_c} \right)^{0,909}$

En abscisses : $\frac{p_a}{p_c}$; en ordonnées : E. On voit que pour une même chute de pression $\frac{p_a}{p_c}$, l'expansion calculée par (9') est toujours moins élevée que l'expansion isotherme (courbe $pv = C^{te}$)

Une comparaison identique à la précédente montre que la formule (9') donne pour E des résultats trop élevés (de 5,4 % pour la détente à partir de 0 m, à 0,57 % pour la détente à partir de 11 000 m).

Terminons en soulignant que les résultats théoriques sont très proches de la formule empirique (2) $E = \frac{p_c}{p_a}$, suggérée par GELFAN [34]. Le calcul thermodynamique apparaît donc en bon accord avec les données expérimentales.

TABEAU VI

Coefficients polytropiques moyens de détente pour des gaz alvéolaires humides se détendant adiabatiquement à partir d'altitudes initiales entre 0 et 11 000 m [formule (7)]

ALTITUDE EN MILLIERS DE MÈTRES	0	1	2	3	4
<i>n</i>	1,121	1,118	1,116	1,114	1,111
ALTITUDE EN MILLIERS DE MÈTRES	5	6	7	8	9
<i>n</i>	1,109	1,107	1,105	1,103	1,101
ALTITUDE EN MILLIERS DE MÈTRES	10	11			
<i>n</i>	1,098	1,096			

Discussion.

Nous avons admis que dans le cas des décompressions rapides et d'une expansion libre des gaz occlus, il n'y avait pas d'échange de chaleur entre le gaz contenu et l'organe contenant, l'expansion ayant lieu suivant le mode adiabatique. Cette hypothèse est-elle justifiée dans la pratique ?

Par ailleurs, FRYER [27], dans un récent rapport à l'Advisory Group for Aeromedical Research and Development (A.G.A.R.D.), pose la question de savoir s'il est nécessaire de tenir compte non seulement du CO² (comme nous l'avons fait), mais encore des inversions du gradient d'oxygène observées par LUFT [4], [61] comme conséquence de certaines décompressions explosives.

Nous discuterons d'abord ces deux derniers points.

Les formules (4) et (7) montrent toute l'importance des chaleurs spécifiques globales soit à pression constante C_{p_g} , soit à volume constant C_{v_g} de la fraction non condensable du mélange. Or, le CO² possède une chaleur molaire notablement différente de celle de l'oxygène et de l'azote qui forment avec le CO² la fraction non condensable du mélange. Il semble donc important de tenir compte de la fraction de CO² dans le mélange, fraction dont l'importance croît avec l'altitude de départ.

Il ne semble pas nécessaire, au contraire, de tenir compte de l'inversion du gradient artère-poumon de l'oxygène dans les décompressions très rapides. On calculerait aisément que, pendant les quelques centièmes de seconde d'une telle décompression, la quantité d'oxygène dégagée à l'intérieur du poumon est négligeable.

La discussion de la validité de l'hypothèse adiabatique dans la décompression explosive est plus complexe. On sait, en effet, que les organes creux remplis de gaz humide sont au nombre de trois, le poumon, le tractus gastro-intestinal et l'oreille moyenne. Dans le cas du tractus gastro-intestinal et de l'oreille moyenne, les surfaces d'échange de chaleur étant peu importantes par rapport au volume de gaz enfermé, la question ne semble pas se poser et l'échange de chaleur peut être négligé.

La surface de contact du poumon avec les gaz pulmonaires est, au contraire, importante par rapport au volume. On sait que dans le cas du poumon humain elle est

de l'ordre d'une centaine de mètres carrés pour un volume d'environ 3 l. On admettra sans peine qu'une telle surface d'échange doive être considérée comme importante par rapport au volume. On sait aussi que l'air courant est normalement réchauffé à 37° et enrichi de vapeur d'eau jusqu'à saturation au cours de son passage dans les poumons. Le nombre de petites calories fournies normalement à ce niveau est d'environ quatre par seconde pour un homme de 70 kg. La quantité de chaleur apportée par le poumon au gaz qui se détend est-elle négligeable ou non par rapport à la quantité de chaleur mise en jeu dans la détente ? Pour répondre à cette question il est nécessaire de calculer la quantité de la chaleur nécessaire à chaque instant dt pour la détente pulmonaire adiabatique, avec un coefficient polytropique n sensiblement égal à 1,1.

En pratique nous calculerons la quantité de chaleur nécessaire à une détente isotherme identique, quantité qui est du même ordre de grandeur mais dont l'expression mathématique est d'un maniement plus aisé.

On sait que dans une détente isotherme la quantité de chaleur dQ à apporter au gaz qui se détend est, pendant un intervalle dt , de :

$$(10) \quad dQ = \frac{1}{J} p \, dV,$$

J étant l'équivalent mécanique de la calorie.

Nous préférons à (10) l'expression équivalente :

$$(10') \quad dQ = \frac{1}{J} V \, dp,$$

en notant que V prend ici non la valeur du volume au cours de la détente mais la valeur du volume pulmonaire ; et, en effet, le gaz, une fois extérieur à l'organisme, ne reçoit plus de calories du poumon. On peut aussi écrire (10') :

$$(10'') \quad \frac{dQ}{dt} = \frac{1}{J} V \frac{dp}{dt}$$

et, en explicitant $\frac{dp}{dt}$ à l'aide des équations (3), (3') et (17) du chapitre III :

$$(11) \quad \frac{dQ}{dt} = \frac{1}{J} p_c A \cdot 0,9 \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} \sqrt{1 - \frac{1}{r^2}};$$

A étant la surface exprimée en mètres carrés de l'orifice glottique ;

p_c = la pression initiale.

En explicitant (11) on voit qu'en pratique $\frac{dQ}{dt}$ est toujours important par rapport à la quantité de chaleur qui peut être fournie par le poumon en une seconde, tant que le gaz pulmonaire se détend à la vitesse de décompression maximum dont il est capable. Nous pouvons donc valablement admettre que dans le cas des décompressions explosives, la détente des gaz occlus, quels qu'ils soient, est en pratique adiabatique, avec un coefficient polytropique de détente égal à celui qui est donné par le tableau VI.

Ainsi, au cours des décompressions explosives l'expansion des gaz occlus est bien donnée par la formule (8) et non l'expression (1), conclusion qui conduit à reconsidérer la validité des formules où cette expansion intervient et est représentée par l'expression (1).

RÉSUMÉ DU CHAPITRE IV

Dans ce chapitre nous étudions la détente adiabatique des gaz de l'organisme au cours des décompressions explosives et le calcul de leur coefficient polytropique de détente. La présence de vapeur d'eau (constituant condensable) donne à cette détente une physionomie particulière qui avait été négligée jusqu'à présent et que nous avons précisée :

1° il n'existe pas de formule simple permettant de calculer rigoureusement les éléments de la détente adiabatique de tels gaz en fonction des pressions initiale et finale. Le coefficient polytropique de détente varie légèrement au cours de cette dernière.

Il nous a cependant été possible de calculer la courbe de pression en fonction de la température que la thermodynamique permet de prévoir. Au cours de la détente d'un gaz qui contient un constituant condensable il existe entre la température et la pression une relation transcendante comme sous le nom de loi de Guldberg et Moehn. A partir des courbes de pression-température et à l'aide de la loi de Mariotte nous avons tiré les courbes de volume-température correspondantes et construit les courbes de pression-volume ;

2° l'analyse logarithmique des courbes de pression-volume nous a montré qu'il était possible d'utiliser une formule approchée de la forme :

$$E = \left(\frac{p_c}{p_a} \right)^{\frac{1}{n}},$$

où :

$E = \frac{V_f}{V_i}$ = rapport du volume final V_f au volume initial V_i , encore appelé expansion ;

p_c représentant la pression de cabine initiale et p_a la pression finale, n étant le coefficient polytropique de détente.

Si l'on se contente d'une bonne approximation on peut prendre $n = 1,1$;

3° nous avons montré que l'hypothèse adiabatique était valable pour les gaz occlus dans tous les organes, y compris le poumon (pourvu que, dans le cas du poumon, la décompression de la cabine soit plus rapide que la décompression pulmonaire) ;

4° nous avons montré qu'il n'était pas possible d'accepter l'expression de l'expansion proposée par LOVELACE et GAGGE :

$$E = \frac{p_c - 47}{p_a - 47}$$

(avec p_c et p_a en millimètre de mercure).

Celle-ci, valable dans les décompressions lentes, ne peut représenter l'expansion à la fin d'une décompression rapide, exigeant une saturation que les expériences de GELFAN et nos calculs théoriques montrent ne pouvoir être réalisée.

Il est donc nécessaire de reconsidérer les formules où l'expansion des gaz de l'organisme intervient et est représentée par la formule inexacte de Lovelace et Gagge.

CHAPITRE V

LA LOI DE DÉCOMPRESSION PULMONAIRE DANS LES DÉCOMPRESSIONS EXPLOSIVES

L'importance de la loi de décompression provient essentiellement de ses conséquences physiologiques. En effet, la baisse de pression entraîne l'expansion des gaz occlus dans des organes fermés (intestin) ou communiquant avec l'extérieur par un orifice petit par rapport au volume de l'organe (poumon, oreille moyenne).

Pour les organes fermés l'expansion gazeuse crée toujours une augmentation de volume, associée ou non à une surpression, suivant les plus ou moins grandes possibilités d'expansion du contenant.

Il n'en est pas de même pour les organes qui, comme le poumon, sont en communication avec l'extérieur. L'expansion des gaz contenus ne peut créer d'augmentation de volume, avec ou sans surpression à l'intérieur d'un tel organe creux, que si la vitesse de décompression d'enceinte dépasse la vitesse de décompression maximum de l'organe considéré.

Or, on sait, depuis les recherches de HITCHCOCK et de ses collaborateurs [20], [84], [85] que, de toutes les expansions gazeuses dans les organes creux, l'expansion pulmonaire a les effets locaux et généraux les plus importants. Si donc on impose comme condition aux décompressions explosives de ne créer aucune expansion pulmonaire, on en supprime du même coup tous les principaux effets nocifs.

Ceci amène à rechercher la loi de décompression pulmonaire et à comparer celle-ci à la loi de décompression d'enceinte exprimée par la formule (21) du chapitre III. Une telle comparaison permettra de définir les conditions limites de coefficient de fuite $\frac{A}{V}$ pour que la vitesse de décompression d'enceinte soit, à tout instant, inférieure à la vitesse maximum de décompression pulmonaire. Cette comparaison peut conduire à un résultat remarquablement simple si les organes creux communiquant avec l'extérieur en général, et le poumon en particulier, suivent une loi de décompression de forme mathématique analogue à la loi de décompression d'enceinte. Pour étudier la loi de décompression pulmonaire il convient donc tout d'abord d'enregistrer des décompressions pulmonaires et d'en faire ensuite l'analyse mathématique. Mais, alors que l'étude de la décompression de cabine ne pose d'autre problème que celui d'un enregistrement fidèle, celle de la décompression pulmonaire est un peu plus compliquée.

Difficultés d'étude de la décompression pulmonaire.

Pour obtenir, enregistrer et analyser la décompression pulmonaire, il convient de réaliser une surpression pulmonaire et de laisser le poumon se décompresser à pression extérieure constante. La seule technique possible est de réaliser une décompression de cabine plus rapide que la décompression du poumon et d'examiner la pression pulmonaire à partir du moment où la décompression de la cabine est terminée. Il semble donc suffisant d'enregistrer la pression pulmonaire au cours des décompressions explosives et d'examiner la portion intéressante de la courbe.

Mais l'étude expérimentale nous a montré que la pression pulmonaire ne peut être enregistrée directement. En effet, toute prise de pression directe, par sonde ou trocard, conduit à des résultats incertains en raison de la violence du phénomène. Le trocard ou la sonde peuvent, au cours de la décompression, être déplacés ou obturés et, tout en causant des lésions, ne plus indiquer avec exactitude la pression pulmonaire au cours de la phase finale où, la décompression de cabine étant terminée, le poumon se décomprime à pression constante.

Nous avons alors cherché à enregistrer indirectement la pression pulmonaire et nous sommes attaché à l'étude des pressions intrathoracique extrapleurale, veineuse cave, artérielle pulmonaire et céphalo-rachidienne.

De ces différentes pressions trois sont enregistrées à l'intérieur du thorax. Quant à la pression du liquide céphalo-rachidien on sait depuis longtemps son rapport constant, en forme et en grandeur, avec la pression intrapulmonaire. Nous espérons donc tirer de l'examen des différents enregistrements, en plus des indications sur la donnée qu'ils représentent, de précieux renseignements sur la pression intrapulmonaire, objet principal de notre étude.

De quatre-vingt-quinze décompressions effectuées sur trente-trois chiens, nous avons obtenu quatre-vingt-treize tracés de pression intrathoracique extrapleurale, vingt-quatre tracés de pression veineuse cave, quarante-trois tracés de pression de l'artère pulmonaire, neuf tracés de pression du liquide céphalo-rachidien exploitables à l'échelle du 1/100 de seconde.

L'étude des portions de courbe correspondant à la décompression du poumon à pression constante (immédiatement après la fin de la décompression) nous a montré que c'est, dans tous les cas, sur le tracé de pression du liquide céphalo-rachidien qu'on observe le minimum d'accidents surajoutés et, un peu plus rarement, sur le tracé de pression artérielle pulmonaire lorsque la décompression coïncide avec la diastole ventriculaire.

Mais les amplitudes du tracé de pression du liquide céphalo-rachidien ne sont que proportionnelles aux variations de pression pulmonaire, comme l'a récemment montré avec une grande rigueur HAMILTON [44], alors que la pression artérielle pulmonaire représente véritablement la transmission liquidienne immédiate et exacte de la pression intrapulmonaire. Cette artère, profondément située dans la cavité thoracique, se comporte donc comme un capteur de pression pulmonaire dont elle reproduit les détails avec une grande fidélité lorsque des oscillations parasites ne viennent pas se surajouter.

La comparaison des tracés de pression artérielle pulmonaire aux tracés de pression du liquide céphalo-rachidien montre que c'est au cours de la diastole ventriculaire (comme on peut aisément le comprendre) que la similitude globale est la plus grande et que le tracé d'artère pulmonaire reproduit le plus fidèlement, en forme et en grandeur, la pression intrapulmonaire. Au contraire, sur les tracés de pression veineuse cave et de pression intrathoracique, se surajoutent des oscillations parasites dues à des influences extérieures inévitables (mouvements de la cage thoracique pour la pression intrathoracique extrapleurale, oscillations propres à l'intérieur du système vasculaire pour la pression veineuse cave) qui arrivent à masquer le phénomène principal, c'est-à-dire la variation de pression intrapulmonaire.

C'est donc uniquement sur les tracés d'artère pulmonaire, lorsque la décompression coïncide avec la diastole ventriculaire, qu'on peut considérer qu'on a la pression pulmonaire sans phénomènes parasites surajoutés et un tracé exploitable mathématiquement. Ce sont ces tracés que nous retiendrons.

La loi de décompression pulmonaire.

Sur quarante-trois enregistrements de pression de l'artère pulmonaire au cours des décompressions explosives nous avons pu retenir dix tracés de chiens non trachéotomisés et un tracé de chien trachéotomisé qui répondaient aux conditions précédentes.

L'analyse de la portion de courbe correspondant à la décompression pulmonaire à pression constante montre que chez le chien non trachéotomisé la fonction :

$$[\arg \operatorname{ch} (\text{pression pulmonaire}/\text{temps})]$$

est représentée par deux droites (*fig. 6*).

Dans le cas de l'animal non trachéotomisé on aboutit donc à un régime général d'écoulement du même type que l'équation (1) du chapitre III et que l'on peut écrire :

$$(1) \quad t_0 - t = \frac{1}{K} \arg \operatorname{ch} \frac{p}{p_a},$$

d'où l'on tire immédiatement :

$$(1') \quad p = p_a \operatorname{ch} K (t_0 - t),$$

où :

t_0 = représente le temps de décompression pulmonaire à un régime donné ;

p = la pression pulmonaire au temps t ;

p_a = la pression extérieure ;

K = est un coefficient de décompression fixe à un régime donné, avec comme restriction que t doit être pris entre certaines limites.

Ainsi, dans l'équation (1) comme dans l'équation du chapitre III, on trouve un coefficient fixe jouant le rôle mathématique d'un coefficient de décompression au sens de l'équation (16) du chapitre III, c'est-à-dire du produit d'un coefficient d'écoulement

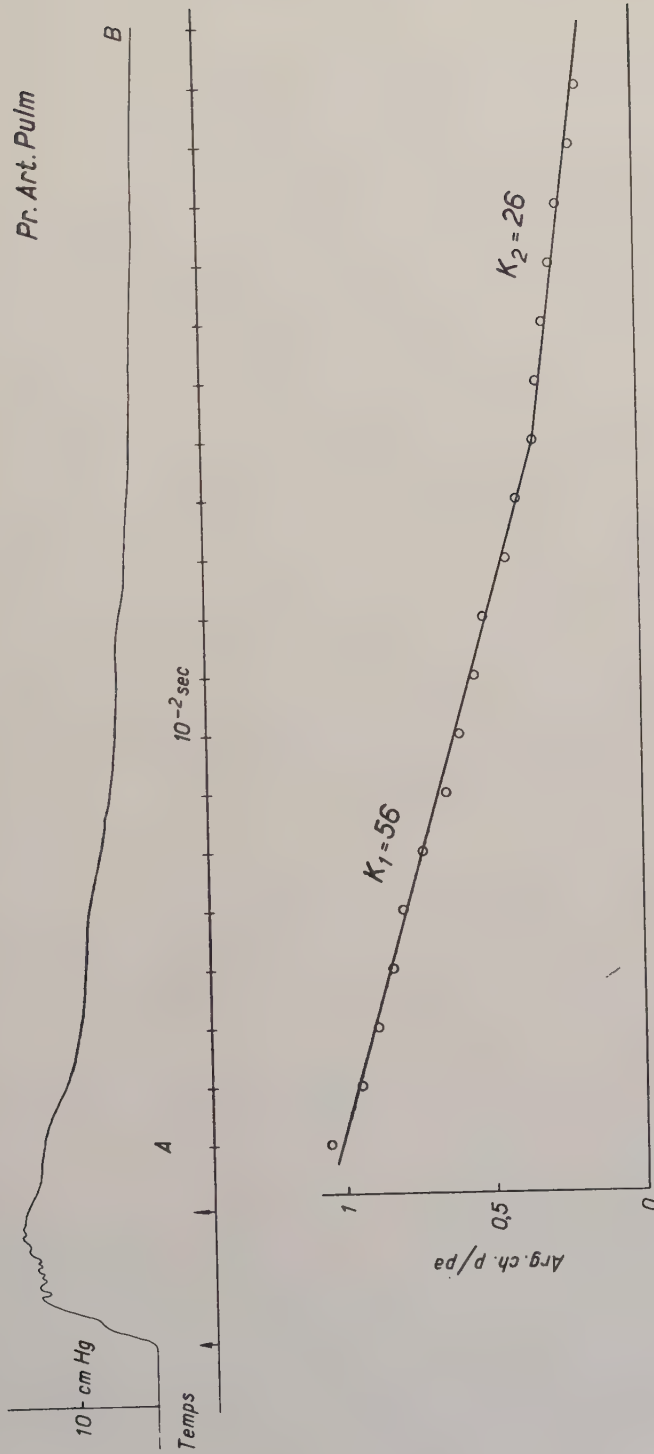


Fig. 6. — Tracé de décompression pulmonaire (expérience n° 1) et son analyse hyperbolique

Tracé supérieur, de haut en bas : pression artérielle pulmonaire, temps en 1/100 de seconde. Entre les deux flèches décompression explosive d'une pression de 525 mm de Hg (3 000 m) à une pression de 230 mm de Hg (9 000 m)
 Tracé inférieur : analyse hyperbolique de la courbe de décompression pulmonaire entre A et B, temps en abscisses ;
 arg ch $\frac{p}{p_a}$ en ordonnées. On voit que la courbe représentative de arg ch r en fonction du temps est formée par deux droites

par une vitesse. On peut donc écrire, ce coefficient K apparaissant lui aussi remarquablement fixe :

$$(2) \quad K = F \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} K_c,$$

ρ_a représentant la masse spécifique du gaz à l'état final.

Mais, bien que le coefficient d'écoulement $F = \frac{A}{V}$ apparaisse expérimentalement constant, on peut cependant penser que les deux termes de ce rapport, c'est-à-dire le volume pulmonaire et la section d'écoulement, pourraient éprouver des variations proportionnelles. C'est pour étudier ce point et afin de préciser si F possédait une réalité physique, A représentant réellement une surface fixe en mètres carrés, V représentant réellement une valeur fixe en mètres cubes (celle du volume pulmonaire au cours de la décompression), que nous avons fait appel à la cinématographie. Or, la cinématographie à grande vitesse nous a montré que, dans nos conditions expérimentales et pendant la décompression pulmonaire à pression constante, la cage thoracique et l'abdomen restent sensiblement immobiles, la cage thoracique étant en position d'inspiration forcée. On peut donc considérer le volume pulmonaire V comme pratiquement fixe au cours de la décompression pulmonaire. Dans ces conditions, K et V étant fixes au cours de la décompression pulmonaire, A est, lui aussi, fixe. $\frac{A}{V}$ représente donc un coefficient de fuite pulmonaire de signification mathématique et physique entièrement identique au coefficient de fuite de cabine. On peut donc rattacher l'équation (1) et (1') à l'équation générale (21) du chapitre III et écrire :

$$(3) \quad p = p_a \operatorname{ch} K_c \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} (t_0 - t);$$

les coefficients de fuite pulmonaires sont donc comparables aux coefficients de fuite de cabine. La loi (21) du chapitre III s'applique donc également à la décompression des cabines et au poumon.

Ce résultat important du point de vue pratique ne l'est pas moins du point de vue théorique pour l'étude de la mécanique des écoulements respiratoires, si importante pour l'exploration fonctionnelle pulmonaire.

Mais il existe une différence capitale entre la décompression du poumon et la décompression d'une cabine, et cette différence est due à la présence de deux coefficients de fuite pulmonaires successifs que nous appellerons provisoirement primaire (correspondant au début) et secondaire (correspondant à la fin de la décompression pulmonaire).

Nous avons mesuré (tabl. VII) ces coefficients de décompression à partir de nos tracés et calculé les coefficients de fuite correspondants à l'aide de la formule (2) :

$$(2') \quad K = F \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} K_c = F \sqrt{\frac{p_c}{\rho_c}} R^{-\frac{n-1}{2n}} K_c,$$

TABLEAU VII

*Tableau des coefficients de fuite trachéal F_1 et glottique F_2
calculés à partir des courbes de décompression expérimentale*

N = numéro de l'expérience ;

AI = altitude initiale ;

AF = altitude finale ;

K_1 = coefficient de décompression « trachéal » ;

K_2 = coefficient de décompression « glottique » ;

K_3 et F_3 , respectivement, coefficient de décompression et de fuite après trachéotomie correspondant à l'expérience 10 :

$$U = K_c \sqrt{\frac{P_a}{\rho_a}} \text{ en m/s ;}$$

Unités : altitude = millier de mètres ;
coefficient de fuite = m^2/m^2 ;
coefficient de décompression = s^{-1} .

N	AI	AF	K_1	F_1	K_2	F_2	U
1	3	9	5,6	1/44,6	2,6	1/96,1	249,8
2	»	»	3,7	1/67,6	2,1	1/119	»
3	6	12	3,3	1/75,4	2,5	1/99,7	249,05
4	»	»	3,1	1/80,3	2,4	1/104	»
5	»	»	5,75	1/43,3	3	1/83	»
6	»	»	4,1	1/60,7	2,2	1/113	»
7	9	15	4,5	1/55,2	3,1	1/80,2	248,55
8	»	»	8,1	1/30,7	3,2	1/77,7	»
9	»	»	6,4	1/38,8	2,3	1/108	»
10	3	9	5,9	1/42,4	3,4	1/73,5	249,8
			K_3	F_3	(Correspondant à 10)		
11	»	»	7,6	1/32,9			249,8

Moyenne de F_1 = 1/49,4 ; Moyenne de F_2 = 1/93,2

où nous avons pris $K_c = 0,9$ et $n = 1,1$,

p_c représentant la pression initiale;

ρ_c = la masse spécifique initiale du gaz;

R = le rapport $\frac{p_c}{p_a}$.

Les coefficients primaires varient de $1/80,3$ à $1/30,7$ m^2/m^3 , avec une valeur moyenne de $1/49,4$ m^2/m^3 pour dix expériences.

Les coefficients secondaires varient de $1/119$ à $1/73,5$ m^2/m^3 , avec une valeur moyenne de $1/93,2$ m^2/m^3 pour dix expériences. Ces coefficients, on le voit, varient largement d'un animal à l'autre et le coefficient primaire est de l'ordre du double du coefficient secondaire.

Signification physiologique du double régime d'écoulement.

Quelle est la signification physiologique du double régime d'écoulement ? Nous avons vu qu'au cours de la décompression pulmonaire le volume du poumon restait pratiquement fixe. Le changement de coefficient de fuite correspond obligatoirement à un changement de valeur de la surface de l'orifice de décompression. La comparaison de la décompression pulmonaire chez un même animal, avant et après trachéotomie, apporte une explication vraisemblable à ce phénomène.

Chez un même animal nous avons observé, avant trachéotomie, un double régime d'écoulement, avec des coefficients successifs primaire de $1/42,4$ m^2/m^3 , secondaire de $1/73,5$ m^2/m^3 . Après trachéotomie, le coefficient de décompression est devenu unique, avec pour valeur $1/32,9$ m^2/m^3 .

Ainsi, la trachéotomie mettant hors circuit les voies aériennes supérieures, supprime le double régime d'écoulement des gaz pulmonaires. L'organe qui l'impose se trouve donc à leur niveau. Chez l'animal non trachéotomisé il existe donc, au niveau des voies aériennes supérieures, un orifice à surface variable. Au début de la décompression pulmonaire, alors que la différence de pression entre le poumon et l'extérieur est importante, l'orifice est dilaté de façon élastique et l'on observe le régime d'écoulement primaire. Lorsque la différence de pression entre le poumon et l'extérieur devient inférieure à la force élastique de rappel qui lutte contre la dilatation, l'orifice revient à des dimensions plus petites et l'on observe le régime d'écoulement secondaire. Il semble logique de supposer que l'organe principalement responsable de ce phénomène est le larynx, au point le plus rétréci des voies aériennes, c'est-à-dire à la glotte. Le régime d'écoulement secondaire et le coefficient secondaire paraissent donc représenter un régime et un coefficient glottiques. Le coefficient primaire de l'animal non trachéotomisé et le coefficient unique et trachéal de l'animal trachéotomisé présentent peu de différence. Le régime d'écoulement primaire et le coefficient primaire peuvent donc être qualifiés de régime et de coefficient trachéal.

CONSÉQUENCES AÉRONAUTIQUES

Les coefficients de fuite limite.

Si l'on veut réaliser des décompressions ne créant absolument aucune surpression à l'intérieur des poumons, quel que soit le rapport de pression, il suffit que le coefficient maximum de fuite de cabine soit inférieur au coefficient de fuite glottique le plus bas. En ajoutant un facteur de sécurité de l'ordre de 100 % on peut prendre :

$$\frac{A}{V} = \frac{1}{200} \text{ m}^2/\text{m}^3.$$

Toutefois, pour des rapports de pression ne dépassant pas 4, l'expérience montre que l'utilisation d'un coefficient de fuite de l'ordre du coefficient trachéal (soit $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$), tout en créant une surpression, accompagnée d'expansion, très temporaire, est bien supportée. Ainsi, les auteurs allemands, avec un coefficient de $1/41 \text{ m}^2/\text{m}^3$, les physiologistes de Columbus, avec un coefficient de $1/43 \text{ m}^2/\text{m}^3$, n'ont jamais observé d'accidents au cours de décompressions dont le rapport n'a jamais été supérieur à 3,5.

Peut-on, dès lors, admettre que la limite pratique de tolérance est représentée par le coefficient trachéal? GELFAN [34] considère cependant que des décompressions effectuées sur le singe, avec un coefficient de $1/87 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et un rapport pouvant aller jusqu'à 10, peuvent être dangereuses pour les poumons.

Aussi, la conclusion que le coefficient trachéal représente la limite pratique de tolérance, bien qu'assez vraisemblable, serait encore prématurée. Nous nous bornerons à indiquer qu'à côté des rapports de pression théoriquement sans limite qu'autorise un coefficient de l'ordre de $1/200 \text{ m}^2/\text{m}^3$, un coefficient de l'ordre du $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$ permet l'utilisation de rapports de pression inférieurs à 4. Ceci correspond à des dénivellations de l'ordre de 8 à 9 000 m entre la cabine et l'atmosphère et peut déjà présenter un intérêt suffisant en pratique aéronautique.

Application à la déconstruction des cabines à surpression.

Ces résultats sont immédiatement applicables à la construction des cabines à surpression. Ils permettent le calcul de la surface maximum tolérable pour les hublots et fenêtres de visée d'une cabine dont on connaît le volume et le taux de pressurisation.

On sait, en effet, que les causes les plus fréquentes de décompression accidentelle, les points de rupture les plus habituels des cabines à surpression, sont les hublots et les fenêtres de visée qui sont relativement fragiles. Il est raisonnable de prévoir qu'un seul hublot cède ou se brise à la fois.

On peut donc considérer que le coefficient de fuite accidentel maximum F est représenté par le rapport de la surface d'un hublot (ou d'une fenêtre de visée) au volume total V de la cabine.

Ainsi, dans ces conditions et dans le cas d'un rapport de pression $R = \frac{P_c}{P_a} > 4$, la surface maximum A tolérable pour un hublot est, V étant exprimé en m^3 :

$$A \leq V \times \frac{1}{200} \text{ m}^2.$$

Si le rapport R est inférieur à 4, la surface A peut, sans inconvénients, être portée à :

$$A \leq V \times \frac{1}{50} \text{ m}^2.$$

On peut noter que les accidents récents survenus à l'avion Comet et qui ont endeuillé l'aviation civile ne peuvent, en aucune manière, être imputés aux décompressions explosives, quoi qu'on ait cru pouvoir en dire. Le coefficient de fuite maximum de l'avion Comet (surface d'un hublot/volume de cabine), très inférieur à $1/200 \text{ m}^2/\text{m}^3$, rend inoffensive toute décompression accidentelle.

LA DÉCOMPRESSION DE L'OREILLE MOYENNE

De même que le poumon, l'oreille moyenne est un organe creux dont la cavité aérienne communique avec le pharynx par la trompe d'Eustache. Les problèmes de décompression que nous avons rencontrés pour le poumon se posent donc aussi pour l'oreille moyenne. Cependant, l'expérience de nombreuses décompressions explosives montre que non seulement il n'a jamais été observé de ruptures tympaniques, mais encore qu'il ne se produit jamais de surpression à l'intérieur de l'oreille moyenne. Celle-ci apparaît donc comme capable de suivre n'importe quelle décompression. Il nous a semblé intéressant de préciser ce point.

Or, on sait que l'oreille moyenne a, en gros, la forme d'une lentille biconcave épaisse, dont une face est occupée par le tympan, seule partie membraneuse et déformable. Mais le tympan possède une élasticité propre et est, de plus, normalement tendu par la chaîne des osselets qui le tire en direction de l'intérieur de la cavité et joue le rôle d'un ressort de rappel. Le volume total de la cavité est donc peu variable et peut être calculé. L'oreille moyenne se comporte donc comme une cavité de volume fixe et connu qui se vide par la trompe d'Eustache, conduit dont les diverses sections sont, elles aussi, connues. On peut ainsi calculer que le coefficient de fuite de l'oreille moyenne est d'environ $1/0,5 \text{ m}^2/\text{m}^3$. L'oreille moyenne peut donc suivre n'importe quelle décompression. CHANG MARGARIA et GELFAN [11] ont, de plus, montré qu'une surpression de 30 mm de mercure suffit chez le singe à assurer l'ouverture de la trompe d'Eustache. On devrait donc s'attendre à ne trouver aucune lésion.

Or, comme nous l'avons vu, BERGERET et GIORDAN [5], confirmés par SMITH [67], IVY [53] et de nombreux auteurs, ont trouvé chez le chien un épanchement sanguin rétrotympanique quasi constant dans les décompressions explosives. Mais cette lésion, ainsi que l'ont montré CHANG MARGARIA et GELFAN [11], n'est pas due à la surpression intraauriculaire directe, et c'est dans ce sens que ces auteurs ont pu affirmer que les décompressions explosives sont sans action sur l'oreille moyenne. Nous verrons ultérieurement que cette opinion n'est pas entièrement exacte.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE V

Connaissant le coefficient polytropique de détente des gaz pulmonaires et la loi de décompression de cabine nous avons étudié la loi de décompression pulmonaire :

1^o nous avons montré que l'enregistrement direct de la pression pulmonaire, au cours des décompressions explosives, conduit à des résultats incertains mais que les tracés de pression artérielle pulmonaire reproduisent fidèlement, en forme et en grandeur, la variation de pression pulmonaire lorsque la décompression coïncide avec la diastole ventriculaire ;

2^o analysant les tracés de décompression pulmonaire à pression extérieure constante nous avons montré que, dans les décompressions explosives à pression finale constante, la décompression de cabine et la décompression pulmonaire suivent une loi unique dont l'expression mathématique commune est :

$$p = p_a \operatorname{ch} K_c \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} (t_0 - t),$$

où :

t_0 = représente en secondes le temps de décompression correspondant au coefficient de décompression :

$$K = K_c \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}};$$

p = la pression au temps t dans le récipient (cabine ou poumon) qui se décomprime ;

p_a = la pression extérieure finale ;

ρ_a = la masse spécifique finale du gaz ;

$\frac{A}{V}$ = l'équivalent d'un coefficient de fuite en m^2/m^3 ;

K_c = l'équivalent d'un coefficient de contraction sans dimension.

Nous avons montré que la différence essentielle entre la décompression du poumon et d'une cabine est due à la présence de deux coefficients de fuite successifs dans le cas du poumon ; le plus grand de ces coefficients, qui est de l'ordre de $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$, est un coefficient trachéal, le plus faible, qui est de l'ordre de $1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$, est un coefficient glottique ;

3^o nous avons montré que si l'on veut réaliser des décompressions ne créant aucune surpression à l'intérieur des poumons il suffit que le coefficient maximum de fuite de cabine soit inférieur au coefficient glottique le plus bas (soit $1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$) ou, mieux, en ajoutant un facteur de sécurité de 100 % de :

$$F = \frac{A}{V} = \frac{1}{200} \text{ m}^2/\text{m}^3.$$

Toutefois, pour des rapports de pression ne dépassant pas 4, l'expérience montre qu'on peut utiliser un coefficient de fuite de l'ordre du coefficient trachéal (soit $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$) qui, tout en créant une surpression-expansion très temporaire, est bien supporté.

On peut, en outre, se demander si le coefficient trachéal représente la limite pratique de tolérance. Une telle conclusion, bien que vraisemblable, est encore prématurée.

Nos résultats sont immédiatement applicables à la construction aéronautique et permettent, connaissant le volume et le taux de surpression d'une cabine, de calculer les surfaces des hublots et fenêtres de visée compatibles avec une sécurité totale vis-à-vis des décompressions explosives.

La décompression de l'oreille moyenne ne pose aucun problème en raison de son coefficient de fuite particulièrement élevé et aux environs de $10,5 \text{ m}^2/\text{m}^3$ chez l'homme. L'oreille moyenne peut, en pratique, suivre n'importe quelle décompression.

CHAPITRE VI

LA PRESSION PULMONAIRE PENDANT LA DÉCOMPRESSION EXPLOSIVE

Faire en sorte que la décompression de cabine soit toujours plus lente que la décompression pulmonaire est le moyen absolu d'éviter, au cours des décompressions explosives, la production d'une surpression intrapulmonaire et les accidents qui peuvent en résulter. Nous venons de l'étudier.

La limitation du rapport de pression est une autre façon d'éviter une surpression intrapulmonaire dangereuse lorsque les conditions de coefficient de [fuite respectif entraînent une décompression de cabine plus rapide que la décompression pulmonaire.

Mais comment agit cette limitation? Deux mécanismes sont possibles :

1° on peut supposer, avec SWEENEY et GAGGE et les auteurs allemands [4], que l'expansion pulmonaire est immédiate et totale, absorbant instantanément toute surpression. Pour ces auteurs, c'est seulement lorsque l'expansion est maximum qu'une surpression peut s'établir dans une cavité pulmonaire préalablement portée à sa capacité maximum. Si cette hypothèse est exacte, la valeur de la surpression est fonction de la position respiratoire du poumon au moment de la décompression, l'expansion possible étant d'autant plus grande que le poumon est proche de la position expiratoire forcée ;

2° mais on peut aussi supposer que la cage thoracique présente une certaine inertie et que l'expansion du contenant n'absorbe qu'avec un certain retard la surpression intrapulmonaire. Une surpression transitoire et sans rapport avec celle qui peut être calculée dans l'hypothèse précédente sera alors observée.

Seule l'étude des données expérimentales peut nous indiquer le mécanisme réel. Celles qui sont exploitables sont au nombre de deux :

1° l'ampliation thoracoabdominale fournie par la cinématographie à grande vitesse ;

2° l'évolution de la pression intrapulmonaire donnée par les tracés de pression artérielle pulmonaire et de pression du liquide céphalo-rachidien.

Pour étudier l'ampliation thoracoabdominale [la cinématographie est [seule utilisable. Nous avons vu qu'il n'était pas actuellement possible d'effectuer avec une sécurité suffisante des enregistrements d'ampliation à l'échelle de 1/100 de seconde.

Nous avons ainsi dû nous contenter des résultats grossiers, mais exploitables, de la cinématographie de la région thoracoabdominale du chien à trois mille images par seconde, au cours des décompressions explosives.

Les tracés de pression artérielle pulmonaire et de pression du liquide céphalo-rachidien sont infiniment plus précis. Mais leur interprétation, moins immédiate, est plus délicate. Il est nécessaire, pour les étudier, de connaître la loi générale qui régit la pression intrapulmonaire à pression extérieure et volume variables et de comparer le tracé réel à ceux que la théorie permet de prévoir.

Nous allons successivement étudier les résultats fournis par la cinématographie à grande vitesse de la région thoracoabdominale et les tracés physiologiques.

Résultats de la cinématographie à grande vitesse.

Pour une décompression comportant un coefficient de fuite de $1/3,24 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et de rapport de pression de 2,3 (réalisant un temps de décompression global de 2/100 seconde) la cinématographie à trois mille images par seconde apporte les résultats suivants :

1° pendant le premier centième de seconde, la cage thoracique et la paroi abdominale restent pratiquement immobiles ;

2° à partir du deuxième centième de seconde, la cage thoracique se dilate progressivement pour atteindre la position d'inspiration forcée qu'elle conserve pendant toute la durée de décompression du poumon à pression constante, ainsi qu'on l'a vu au chapitre V. La paroi abdominale semble se déplacer, elle aussi, et correspondre à un gonflement de la cavité abdominale, mais le phénomène est plus difficile à apprécier avec exactitude.

En somme, les résultats de la cinématographie à grande vitesse, assez nets pour l'expansion thoracique, sont cependant insuffisants pour qu'on puisse en déduire l'expansion globale de la cavité pulmonaire. L'expansion pulmonaire totale est, en effet, la somme algébrique de l'expansion costale de la cage thoracique et de l'expansion diaphragmatique de la cavité par abaissement du diaphragme. Bien que la cinématographie à grande vitesse permette d'apprécier l'expansion thoracique costale avec une exactitude suffisante, la mesure de l'expansion due à l'abaissement du diaphragme échappe à cette méthode d'investigation.

La seule technique possible est indirecte et consiste à enregistrer la pression intrapulmonaire et à comparer les tracés réels aux courbes théoriques qui peuvent être tirées de la loi de décompression et qui représentent les diverses éventualités possibles.

Ainsi, et afin de pouvoir interpréter les courbes réelles de pression, nous devons d'abord établir les lois théoriques de la pression intrapulmonaire dans les différentes éventualités.

ÉTUDE THÉORIQUE DE LA PRESSION INTRAPULMONAIRE EN RÉGIME VARIABLE

Pression pulmonaire absolue et surpression pulmonaire.

Mais, auparavant, nous devons rappeler que les courbes de pression pulmonaire enregistrées expérimentalement sont, en réalité, des courbes de surpression. Nous avons, en effet, utilisé un capteur différentiel donnant la pression pulmonaire par rapport à la

pression extérieure. Ceci n'entraîne aucune difficulté tant que la pression extérieure reste fixe. Il n'en est plus de même lorsque la pression extérieure devient variable, comme au cours de la décompression de cabine. La pression pulmonaire absolue et la surpression pulmonaire diffèrent alors d'une quantité variable p_e , pression instantanée dans la cabine, et la forme du tracé de pression absolue et du tracé de surpression peuvent être assez différents.

Or, si c'est la surpression par rapport à la pression extérieure qui est la plus importante pour le physiologiste, c'est la pression absolue qui peut le plus aisément être calculée. Mais alors qu'habituellement et à pression extérieure constante il n'y a pas lieu d'insister sur la distinction entre pression absolue et surpression qui ne diffèrent que par une constante, au cours de la décompression, il sera nécessaire de bien distinguer entre la pression absolue qui serait mesurée par un manomètre absolu et la surpression pulmonaire mesurée par rapport à la pression extérieure variable.

Étude théorique de la variation de pression intrapulmonaire.

Il est possible de prévoir et de calculer la variation de la pression intrapulmonaire à partir de la loi de décompression. Mais l'équation différentielle dont la solution donne la pression absolue, n'admet une intégrale calculable, que si la pression extérieure est constante. En dehors de ce cas, la résolution de l'équation différentielle ne peut être effectuée que graphiquement et seulement dans certains cas particuliers.

Dès lors la surpression intrapulmonaire, objet final de notre étude, ne peut être obtenue avec le maximum d'exactitude que par des moyens graphiques et à partir de la courbe de pression pulmonaire absolue. Il sera néanmoins possible, comme nous allons l'établir, d'utiliser, pour le calcul de cette surpression, une formule approchée, suffisante en pratique.

Nous ferons tout d'abord le calcul de la pression pulmonaire absolue. En partant de la formule générale des écoulements nous pouvons écrire que la masse de gaz V contenue dans les poumons (V étant le volume instantané du poumon, ρ la masse spécifique instantanée du gaz) varie à chaque instant et de la quantité de gaz de même masse spécifique qui s'écoule par l'orifice A avec la vitesse U . On a donc l'équation absolument générale :

$$(1) \quad \frac{d(\rho V)}{dt} = A \rho U,$$

équation analogue à l'équation (8) du chapitre III, avec cette différence que V est aussi une fonction du temps t . On tire immédiatement de (1) :

$$(2) \quad V \frac{d\rho}{dt} + \rho \frac{dV}{dt} = A \rho U,$$

équation dont nous n'étudierons que les cas particuliers intéressants pour l'interprétation de la courbe de pression intrapulmonaire.

1. — $U = 0$.

Lorsque $U = 0$, le poumon se laisse dilater sans résistance et aucun écoulement ne se produit. On voit immédiatement et sans calcul que la pression intrapulmonaire reste à chaque instant obligatoirement égale à la pression extérieure. La surpression pulmonaire est donc nulle et, sur les courbes de pression pulmonaire en fonction du temps, on observera une parallèle d'ordonnée 0 à l'axe des temps.

2. — $V_i = V_0 = \text{CONSTANTE}$.

L'équation (2) devient :

$$(3) \quad \frac{V_0 \cdot d\rho}{dt} = A \rho U.$$

Nous sommes ramené au problème de l'écoulement pulmonaire à volume constant. Nous avons étudié l'écoulement pulmonaire à volume et pression finale constants dans le chapitre V et obtenu l'équation (3') de ce chapitre. Mais dans le cas où la pression extérieure p_i est variable, comme au cours de la décompression de cabine, l'équation (3') n'est plus valable que sous sa forme différentielle, c'est-à-dire :

$$(4) \quad \frac{dp_{\text{abs}}}{dt} = K_c \frac{A}{\bar{V}} \sqrt{\frac{p_i}{\rho_i}} \sqrt{p_{\text{abs}}^2 - p_i^2},$$

où :

p_{abs} représente la pression pulmonaire absolue instantanée ;

p_i = la pression de la cabine, en soulignant que p_i varie au cours du temps ;

ρ_i = masse spécifique du gaz pulmonaire détendu à p_i .

Cette équation n'admet pas d'intégrale calculable mais peut être intégrée graphiquement dans nos conditions expérimentales. Nous avons pris comme coefficient de fuite de cabine $1/3,24 \text{ m}^2/\text{m}^3$, et comme coefficient de fuite pulmonaire $\frac{A}{\bar{V}} = \frac{1}{33} \text{ m}^2/\text{m}^3$. Cette valeur représente les $2/3$ de $1/49,4 \text{ m}^2/\text{m}^3$, coefficient de fuite trachéal moyen. Nous avons pris ce chiffre en ajoutant les hypothèses suivantes à celle de la constance du volume pulmonaire :

1° que le volume pulmonaire moyen est égal aux $2/3$ du volume pulmonaire maximum, ce qui est vraisemblable et conduit à diviser par $2/3$ le coefficient de fuite trachéal moyen ;

2° que la glotte est dilatée sans retard, ce qui assure un écoulement maximum immédiat.

Cette dernière hypothèse, soulignons-le, ne correspond vraisemblablement pas à la réalité. Mais, dans l'ignorance de la loi de dilatation de la glotte, il semble logique de se placer dans le cas de plus défavorable pour le maintien de la surpression pulmonaire.

Nous avons ainsi calculé, à l'aide de la méthode d'intégration graphique dite des « isoclines », la pression absolue théorique d'une cavité pulmonaire dont le coefficient de fuite $\frac{A}{V}$ est supposé fixe et égal à $\frac{1}{33} \text{ m}^2/\text{m}^3$, au cours d'une décompression de rapport initial $R = 2,555$ correspondant à une dénivellation de 9 000 à 15 000 m et à une durée de décompression $t_0 = 0,022 \text{ s}$ (fig. 7).

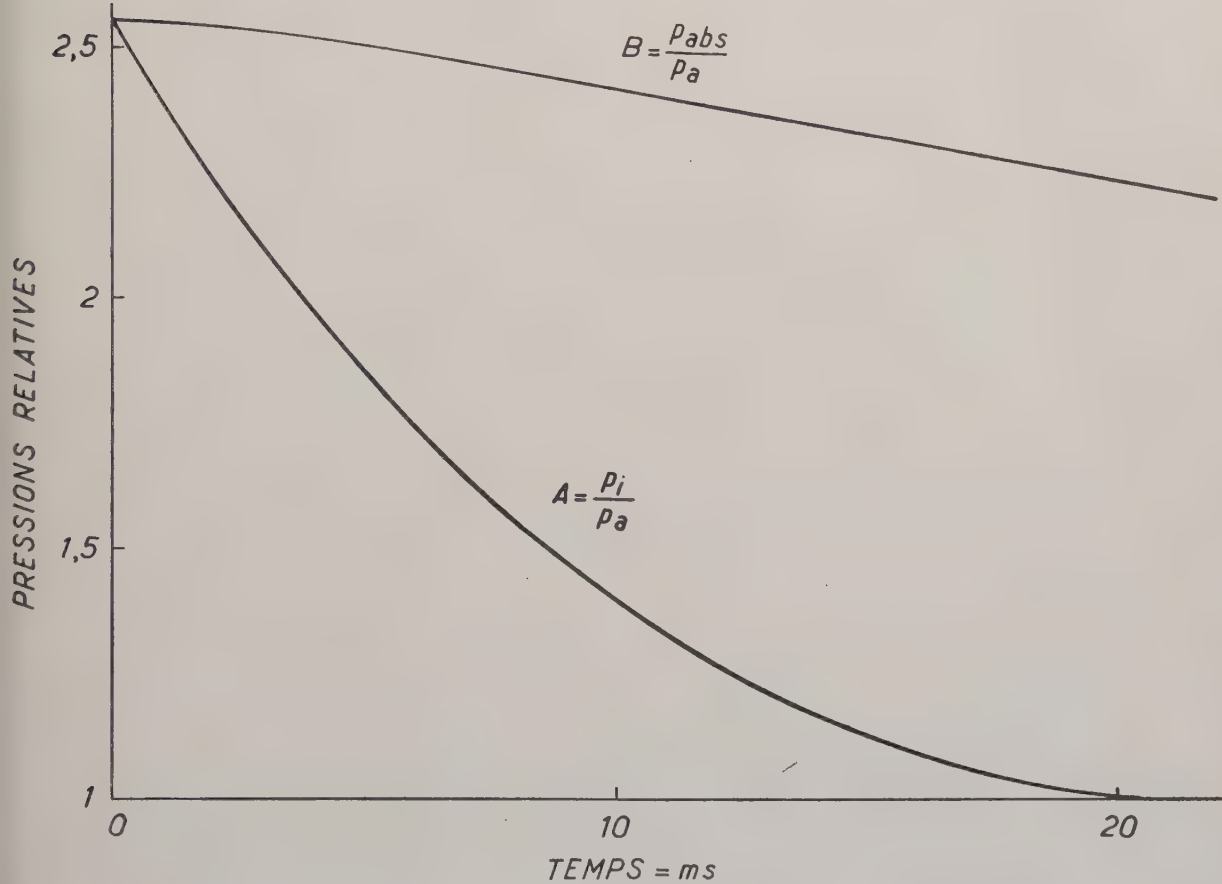


Fig. 7. — Courbe A : courbe de décompression d'un caisson de coefficient de fuite $\frac{A}{V} = 1/3,24 \text{ m}^2/\text{m}^3$ pour un rapport de pression $R=2,555$ et un gaz de coefficient polytropique de détente $n=1,29$

Courbe B : courbe représentant la pression relative théorique d'une cavité pulmonaire de volume fixe et de coefficient de fuite $\frac{A}{V} = 1/33 \text{ m}^2/\text{m}^3$, au cours de la décompression représentée par la courbe A. Cette courbe est obtenue par intégration de l'équation (4) par la méthode des isoclines

En exprimant cette pression absolue en pourcentage de la pression initiale p_c , on voit (tabl. VIII) que la pression pulmonaire absolue p_{abs} baisse d'une façon peu importante au cours de la décompression, surtout dans les dix premières millisecondes. Ceci va nous conduire à une approximation particulièrement intéressante pour le calcul de la surpression intrapulmonaire.

TABLEAU VIII

Tableau des rapports $r = \frac{p_{abs}}{p_a}$ et des pourcentages de pression initiale $M = \frac{p_{abs}}{p_i} \times 100$ de la pression pulmonaire absolue, au cours de la décompression d'un caisson de coefficient de fuite $F = 1/3,24 \text{ m}^2/\text{m}^3$, pour un rapport de pression initial $R = 2,555$ (décompression équivalente à 9 000/15 000 m)

On a pris comme coefficient de fuite trachéal moyen $1/33 \text{ m}^2/\text{m}^3$, et comme constantes initiales du gaz pulmonaire celles d'un gaz alvéolaire pris à une altitude équivalente à 9 000 m

t = temps en millisecondes, à partir du début de la décompression

t	r	M	t	r	M
0	2,555	100	12	2,403	94
1	2,549	99,7	14	2,370	92,7
2	2,542	99,5	16	2,336	91,4
4	2,522	98,7	18	2,303	90,1
6	2,496	97,6	20	2,269	88,8
8	2,467	96,5	22	2,236	87,5
10	2,436	95,3			

Calcul approché de la surpression intrapulmonaire.

La valeur théorique de la surpression intrapulmonaire $p_{abs} - p_i$ à partir de l'équation (4) est, évidemment :

$$(5) \quad p_{abs} - p_i = \int_{p_c}^{p_a} \frac{dp_{abs}}{dt} - p_i,$$

en appelant :

p_{abs} , la pression pulmonaire absolue instantanée ;

p_i , la pression de cabine instantanée.

Mais dans nos conditions expérimentales et en acceptant une approximation suffisante on peut aussi écrire :

$$(6) \quad p_{abs} - p_i = p_c - p_i = p_c - p_a \operatorname{ch} K_c \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} (t_0 - t),$$

relation d'autant plus proche de l'égalité que t est plus petit et proche de 0, et très exacte pour $t < 0,008 \text{ s}$ dans le cas étudié où l'on a pour $t = 0,008 \text{ s}$:

$$p_{abs} = 0,965 p_c.$$

La courbe théorique qui représente l'équation (6) peut être facilement construite. Elle représente, en effet, la symétrique de la courbe de décompression de cabine en fonction du temps par rapport à un axe parallèle à l'axe des abscisses (axe des temps) et d'ordonnée $\frac{p_c - p_a}{2}$. Il est ensuite facile de comparer les courbes théoriques et expérimentales.

Principe de la comparaison des courbes théoriques et expérimentales de surpression pulmonaire.

Il est possible de comparer les courbes expérimentales de surpression intrapulmonaire aux courbes théoriques qui représentent les deux cas particuliers suivants :

- a) expansion pulmonaire sans résistance ;
- b) absence d'expansion pulmonaire.

1° Si la courbe de surpression intrapulmonaire, au cours de la décompression débute par une parallèle à l'axe des abscisses (axe des temps), d'ordonnée nulle, on peut conclure que le poumon se laisse dilater sans opposer de résistance sur l'espace de temps limité par cette parallèle ;

2° si, au contraire, la courbe de surpression se rapproche sensiblement de l'équation (6), c'est que l'expansion pulmonaire est nulle.

A côté de ces cas idéaux, on peut encore noter que si la courbe de surpression est intermédiaire entre une parallèle à l'axe des temps et la courbe représentant l'équation (6), c'est qu'il existe une expansion partielle et en retard sur la décompression. Si, au contraire, la courbe expérimentale était au-dessus de la courbe (6) il faudrait conclure à une expansion négative, c'est-à-dire à une diminution de volume de la cavité thoracique ajoutant son effet à celui de la surpression.

COMPARAISON DES COURBES DE SURPRESSION PULMONAIRE EXPÉRIMENTALES AUX COURBES THÉORIQUES

Technique utilisée.

Il est donc possible de comparer les tracés expérimentaux de surpression intrapulmonaire réelle au cours de la décompression. Nous rappelons que, comme nous l'avons montré dans le chapitre V, la courbe de pression intrapulmonaire est la mieux représentée, en forme et en grandeur, par les tracés d'artère pulmonaire, et tout particulièrement au cours de la diastole ventriculaire. La restriction de prendre des tracés diastoliques n'est même plus nécessaire pour l'étude de la surpression en raison de la fréquence propre du phénomène (moins de 1/100 de seconde) et de son amplitude (mesurable en dizaines de centimètres de mercure). Les fréquences propres et amplitudes des oscillations du système vasculaire pulmonaire sont, en effet, d'un ordre différent (respectivement, plusieurs centièmes de secondes et quelques centimètres de mercure) et ne peuvent déformer notablement le phénomène à étudier.

Nous avons retenu pour cette étude trente-deux des quarante-trois enregistrements de pression artérielle pulmonaire que nous possédions. Nous avons éliminé onze tracés en raison de la vitesse de déroulement (40 cm/s) qui nous a semblé insuffisante pour permettre une mesure suffisamment précise de la milliseconde.

Sur chacun de ces trente-deux tracés nous avons construit la courbe correspondante à l'équation (6), c'est-à-dire $p_c - p_i$. Pour faciliter la comparaison nous avons pris comme origine le point de chaque tracé correspondant au début de la décompression (point O), et comme échelles des échelles de pression et de temps rigoureusement identiques à celles du tracé étudié.

TABEAU IX

Tableau de comparaison des surpressions théoriques calculées par la formule (6) et des surpressions réelles pulmonaires et intrathoraciques aux points E et E'

N = numéro de l'expérience ;
 AI = altitude initiale ;
 t_E = temps de O à E ;
 C_E = surpression théorique en E ;
 P = surpression réelle de la pression intrapulmonaire en E
 T = surpression réelle de la pression intrathoracique en E'

$$r_1 = \frac{P}{CE} \times 100 \quad r_2 = \frac{T}{CE'} \times 100$$

Unités : altitude = millier de mètres; temps = milliseconde;
 pression = centimètre de mercure
 $t_{E'}$ et $C_{E'}$ ne sont indiqués que s'ils sont différents de t_E et C_E

N	R	AI	AF	t_E	$t_{E'}$	CE	CE'	P	T	r_1	r_2
1	1,635	2	6	7,4		19,1		17,2	11,2	90	58,5
2	»	»	»	7		19,7		18	13,6	91,5	69
3	»	»	»	7		19,7		18	14	91,5	71
4	1,905	1	6	7,4		21,5		20	14	93	65
5	»	»	»	7		20,7		20,4	17,2	98	83
6	»	»	»	7,3		21,3		21,2	17,2	99,5	80,5
7	»	»	»	7,2		21,2		18	13,2	85	62

TABLEAU IX (suite)

N	R	AI	AF	t_E	$t_{E'}$	CE	CE'	P	T	r_1	r_2
8	1,905	1	6	7,2		21,2		20	14	94	66
9	»	»	»	7,4		21,5		19,6	12	91	56
10	»	»	»	7		20,7		17,6	12,8	85	62
11	»	»	»	8		22,7		14,8	14	65	62
12	2,129	7	12	7,9		10,6		8,4	8,6	79	81
13	2,286	3	9	7,1	7,3	17,1	17,4	16,4	13,2	96	75,5
14	»	»	»	7,4		17,6		16,8	12,8	95,5	72,5
15	»	»	»	7,5	7,75	17,8	18,2	15,6	12,4	87,5	68
16	»	»	»	7,5		17,8		15,6	12,4	87,5	69,5
17	»	»	»	7,7		18,1		18	12	99,5	66,5
18	»	»	»	7,5		17,8		14	12,8	78,5	72
19	»	»	»	7,7		18,1		14,4	12	79,5	66,5
20	»	»	»	7,5		17,8		14,8	12	83	68,5

TABLEAU IX (suite)

N	R	AI	AF	t_E	$t_{E'}$	CE	CE'	P	T	r_1	r_2
21	2,445	6	12	7,8		12,4		11,4	9,6	92	78,5
22	»	»	»	7	7,5	11,4	12,1	8,8	10	77	88
23	»	»	»	7,5		12,1		8,8	11	72,5	91
24	»	»	»	7,9		12,55		9,6	10	76,5	79,5
25	»	»	»	7,9		12,55		9,2	10	73	79,5
26	2,555	9	15	7,5		7,87		6,8	5,6	86,5	71
27	»	»	»	7,4	7,6	7,78	7,95	7	7	92	88
28	»	»	»	7,5		7,87		6	7	76,5	89
29	»	»	»	7,9		8,18		6	7	73,5	85,5
30	»	»	«	7,9		8,18		6	7	73,5	85,5
31	3,635	3	12	7,5		17,9		14,8	14	83	78,5
32	3,930	6	15	7,35		11,8		10,8	10,8	92	92

Moyenne des $t_E = 7,45 \pm 0,3$ ms ;
Moyenne des $t_{E'} = 7,5 \pm 0,3$ ms ;
Moyenne des $r_1 = 85$ % ;
Moyenne des $r_2 = 74,5$ %.

Résultats.

Les trente-deux tracés de pression artérielle pulmonaire correspondant à des décompressions de rapports échelonnés entre 1,685 et 3,93 nous ont apporté les résultats suivants (tabl. IX) :

1° entre le point O et un point E, le tracé de surpression pulmonaire en fonction du temps suit pratiquement la loi exprimée par l'équation (6) ;

2° à partir du point E la courbe expérimentale s'écarte nettement de la loi (6), se rapprochant progressivement d'une parallèle à l'axe des temps ;

3° l'intervalle de temps qui sépare les points O et E est remarquablement constant et sensiblement égal à 7,5 ms ($7,45 \pm 0,3$) ;

4° si, à partir de O comme origine, on mesure la surpression en E et qu'on la compare à celle qui peut être calculée à l'aide de (6) on constate que cette loi est vérifiée à 85 %.

Pour les mêmes expériences et suivant la même technique nous avons étudié les courbes de pression intrathoracique que nous avons comparées à l'équation (6). Nous avons ainsi vu que ces tracés pouvaient, eux aussi, être divisés en deux parties, l'une en rapport étroit avec l'équation (6), l'autre s'écartant progressivement de la courbe représentée par cette équation. Les résultats de cette étude peuvent être résumés ainsi :

1° entre le point du tracé O' correspondant au début de la décompression et un point E' le tracé de pression intrathoracique suit une loi analogue à l'équation (6) ;

2° à partir du point E' le tracé de pression intrathoracique s'écarte brutalement de la loi (6). E' représente un véritable point de rebroussement et une cassure de la courbe de pression ;

3° l'intervalle de temps qui sépare O' de E' est remarquablement constant et sensiblement égal à 7,5 ms ($7,5 \pm 0,3$). On voit que cet intervalle de temps est égal à celui qui sépare O de E. E et E' sont donc des points homologues ;

4° si, à partir de O' comme origine, on mesure la surpression en E' et qu'on la compare à celle qui peut être calculée à l'aide de (6) on voit que la proportionnalité moyenne est de l'ordre de 74, 5%.

Il semble possible d'expliquer les différences observées entre les surpressions pulmonaire et thoracique par l'emplacement des prises de pression : celle de pression pulmonaire, placée dans l'artère pulmonaire, enregistre la pression au centre de la cavité. Celle de pression intrathoracique placée, comme nous l'avons indiqué, entre le triangulaire du sternum et la paroi thoracique, enregistre une pression pulmonaire légèrement diminuée et modifiée par l'élasticité pariétale en dehors de toute expansion. Ces résultats nous apportent donc une nouvelle raison de choisir la pression artérielle pulmonaire comme représentant le plus fidèle de la pression pulmonaire au cours des décompressions explosives.

Interprétation des résultats.

Les constatations effectuées sur les pressions pulmonaire et intrathoracique sont aisées à interpréter :

1° dans un premier temps, entre O et E pour la surpression pulmonaire, entre O' et E' pour la pression intrathoracique, l'expansion pulmonaire est pratiquement nulle ;

2° à partir des points E et E', on observe sur les surpressions pulmonaire et thoracique, le résultat d'une expansion pulmonaire progressive.

Ainsi, l'analyse des tracés de pression pulmonaire et thoracique montre clairement que, contrairement aux hypothèses de GAGGE et SWEENEY et des auteurs allemands, l'expansion pulmonaire, comme nous l'avions pressenti dès 1952 [75], a un retard sur la décompression. L'expansion du contenant n'absorbe pas au fur et à mesure et jusqu'au maximum de ses possibilités, la surpression qui tend à prendre naissance. Au contraire, dans le premier temps de la décompression, le poumon se comporte comme un récipient de volume invariable et une surpression de valeur identique à celle qu'on observerait dans une enceinte indéformable de même coefficient de fuite, tend à s'établir. L'expansion thoraco-abdominale ne se produit que dans un deuxième temps. Un calcul immédiat montre qu'un tel processus aboutit, pour une même décompression, à une mise en surpression pulmonaire plus brutale que si l'expansion pulmonaire se produisait sans retard.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE VI

Connaissant la loi de décompression à pression extérieure constante, nous avons étudié la loi de pression pulmonaire au cours de la décompression de cabine :

1° nous avons montré par la cinématographie à grande vitesse que pour une décompression durant 20 ms, de rapport aux environs de 2,5 et de coefficient de fuite de l'ordre de $1/3 \text{ m}^2/\text{m}^3$, la cage thoracique reste immobile pendant un peu moins de 10 ms. Mais un tel renseignement, malgré son intérêt, ne donne pas d'indication sur le jeu diaphragmatique et doit être considéré comme insuffisant. Seule l'analyse des tracés de pression pulmonaire peut nous renseigner sur l'évolution globale du volume thoracique ;

2° nous avons alors étudié la forme des tracés de pression pulmonaire qui pouvait être prévue dans les deux cas suivants :

1° expansion sans résistance ;

2° expansion réelle.

a) Dans le cas d'un poumon qui se laisse dilater sans résistance, la surpression est constamment nulle et le tracé est parallèle à l'axe des temps ;

b) nous avons montré que dans le cas d'une expansion pulmonaire nulle au cours de la décompression de cabine, la variation instantanée de la pression pulmonaire absolue p_{abs} est :

$$\frac{dp_{\text{abs}}}{dt} = K_c \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_i}{\rho_i}} \sqrt{p_{\text{abs}}^2 - p_i^2},$$

où :

p_{abs} représente la pression pulmonaire absolue instantanée ;

p_i = la pression de cabine instantanée ;

ρ_i = la masse spécifique du gaz pulmonaire à p_i ;

$\frac{A}{V}$ = le coefficient de fuite pulmonaire.

Nous avons effectué la résolution de cette équation (non intégrable algébriquement) par la méthode des « isoclines » en prenant comme conditions initiales $p_{\text{abs}} = p_r$ et en faisant $\frac{A}{V}$ égal au coefficient de fuite trachéal moyen.

Nous avons ainsi vu que, à volume pulmonaire fixe, la surpression pulmonaire $p_{\text{abs}} - p_i$ est très sensiblement égale à $p_c - p_i$ durant les dix premières millisecondes. On peut donc, sans introduire d'erreur notable, négliger l'écoulement trachéal durant cette période et considérer la cavité pulmonaire comme une cavité close ;

3^o comparant les tracés expérimentaux aux deux cas théoriques précédemment étudiés, nous avons montré que, au cours de la décompression de cabine et dans un premier temps d'environ 7,5 ms, le poumon se comporte comme un récipient de volume invariable. C'est seulement après ce délai que l'expansion de la cavité thoracique se produit progressivement et que la courbe expérimentale s'écarte progressivement de la courbe théorique à volume constant.

La mise en surpression du poumon est donc plus brutale que si l'expansion pulmonaire était à chaque instant immédiate et totale. Ce fait, ignoré jusqu'à présent, rend discutables toutes les formules de sécurité qui reposent sur l'hypothèse d'un poumon se laissant dilater à son volume maximum sans résistance ni retard.

Par ailleurs, l'expérience montre que, dans le cas des décompressions explosives de coefficient de fuite élevé, la présence ou l'absence de lésions est liée au rapport des pressions initiales et finales plus qu'à leur différence. Pour un coefficient de l'ordre de $1/2 \text{ m}^2/\text{m}^3$ ce rapport ne doit pas dépasser 2,3, ainsi que l'a constamment montré l'expérimentation et que des incidents récents l'ont pleinement confirmé. Cette valeur semble être la limite du rapport de pression, au-dessous de laquelle il n'y a pas de lésion, quel que soit le coefficient de fuite.

CHAPITRE VII

EFFETS PHYSIOLOGIQUES DE LA SURPRESSION PULMONAIRE AU COURS DES DÉCOMPRESSIONS EXPLOSIVES

La confrontation des enregistrements des diverses données physiologiques nous a permis de reconstituer les variations de la pression intrapulmonaire au cours des décompressions explosives. Mais chacune de ces données mérite encore d'être étudiée en particulier. Nous allons donc maintenant examiner successivement l'évolution des diverses pressions que nous avons enregistrées à l'aide de notre technique d'enregistrement des phénomènes très rapides : pression thoracique extrapleurale, pression veineuse, pression artérielle pulmonaire, pression céphalo-rachidienne et pression artérielle carotidienne. Nous bornerons cette étude à celle de la portion de tracé qui englobe l'ensemble des variations de pression pulmonaire à partir du début de la décompression. Tous les phénomènes singuliers et qui n'avaient pu être étudiés, faute d'un système d'enregistrement convenable, se trouvent réunis dans cette partie d'enregistrement et, en dehors d'elle, nous n'avons trouvé aucun phénomène remarquable qui n'ait déjà été décrit avec une exactitude suffisante par les techniques d'enregistrement électrique classique.

Nous avons effectué en tout deux cent sept décompressions explosives sur quatre-vingt-quatre chiens au cours de notre étude. Mais nous n'étudierons ici que le résultat de quatre-vingt-quinze décompressions effectuées sur trente-trois chiens en enregistrement rapide (appareil de FLEURY adapté à la physiologie et donnant des résultats exploitables à une échelle inférieure au 1/100 de seconde). Pour ces expériences nous avons utilisé une gamme de pressions initiales allant de 760 à 126 mm de mercure et de pression finale de l'ordre de la moitié de la pression initiale. Le coefficient de décompression utilisé était de $1/3,24 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et la durée globale du phénomène de l'ordre de 0,02 s. Cet ensemble d'expériences nous a procuré quatre-vingt-treize tracés de pression thoracique extrapleurale, vingt-quatre tracés de pression veineuse cave, neuf tracés de pression veineuse jugulaire, quarante-trois tracés de pression de l'artère pulmonaire, neuf tracés de pression du liquide céphalo-rachidien et soixante-dix-huit tracés de pression carotidienne.

Pour décrire les effets physiologiques et leur mécanisme il semble plus logique de débiter par l'étude des tracés de l'artère pulmonaire et du liquide céphalo-rachidien qui, non seulement sont homologues, mais représentent de la façon la plus proche les variations de pression intrapulmonaire. Nous étudierons ensuite les tracés de pression thoracique extrapleurale et de pression veineuse qui présentent de même, entre eux, une certaine ressemblance et nous terminerons par l'étude de la pression artérielle carotidienne.

ÉTUDE DES DIFFÉRENTS TRACÉS DE PRESSIONS PHYSIOLOGIQUES

Pression artérielle pulmonaire et pression du liquide céphalorachidien.

La pression artérielle pulmonaire et la pression du liquide céphalo-rachidien évoluent en trois temps (fig. 8) :

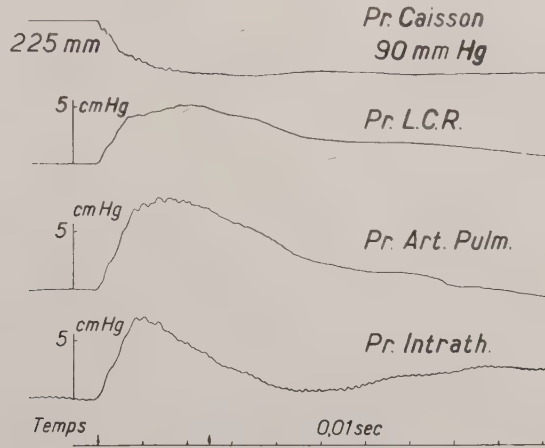


Fig. 8. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression du caisson, pression du liquide céphalo-rachidien, pression artérielle pulmonaire, pression intrathoracique extrapleurale, temps en 1/100 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 225 mm (9 000 m) à une pression de 90 mm de mercure (15 000 m)

— dans un premier temps, d'environ 7,5 ms, on observe une augmentation brutale de pression ;

— dans un deuxième temps, durant de 10 à 20 ms, les courbes s'infléchissent d'une façon plus ou moins rapide pour passer par un maximum qui précède de peu la fin de la décompression de cabine ;

— dans un troisième temps, les courbes reviennent progressivement à leur valeur de départ. Le retour a lieu sans oscillations importantes pour le liquide céphalo-rachidien. Au contraire, le tracé de pression artérielle pulmonaire présente souvent des oscillations parasites.

La première partie des courbes correspond, comme nous l'avons montré dans le chapitre VI, à la mise en surpression du poumon à volume constant et suivant la loi représentée par l'équation différentielle :

$$(1) \quad \frac{dp_{\text{abs}}}{dt} = K_c \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_i}{\rho_i}} \sqrt{p_{\text{abs}}^2 - p_i^2}$$

où :

- $\frac{A}{\bar{V}}$ représente, en m^2/m^3 , le coefficient de fuite trachéal moyen ;
 p_{abs} = la pression pulmonaire au temps t ;
 p_i = la pression (variable) de la cabine qui se décomprime au temps t ;
 ρ_i = la masse spécifique correspondante à p_i du gaz pulmonaire.

Nous n'avons jamais observé de front raide. Il n'y a donc pas d'onde de choc dans le sens où l'entendent les physiciens mais seulement l'établissement rapide d'une surpression intrapulmonaire.

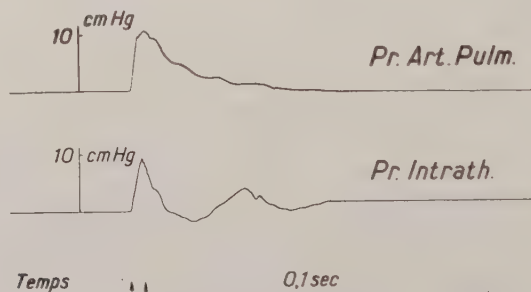


Fig. 9. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression artérielle pulmonaire, pression intrathoracique extrapleurale, temps en 1/10 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 230 mm (9 000 m) à une pression de 90 mm de mercure (15 000 m)

On notera la régularité de la décompression pulmonaire bien visible à cette vitesse de déroulement (40 cm/s)

La deuxième partie des courbes correspond à la fin de la décompression de la cabine. La vitesse de décompression de la cabine devient de plus en plus faible pour s'annuler et la variation de pression pulmonaire, d'amplitude moins importante, s'éloigne de la loi (1). Les courbes de pression représentent, en effet, la sommation d'effets différents dont l'action est intriquée mais parmi lesquels semble prédominer l'expansion thoraco-abdominale. Cette phase est encore à l'état d'étude.

La troisième partie correspond à la décompression du poumon à pression constante. Mais, à la courbe idéale de décompression pulmonaire, peuvent se surajouter des oscillations parasites dues à des influences extérieures inévitables (oscillations de la cage thoracique autour de sa position d'équilibre, oscillations propres à l'intérieur du système vasculaire pour la pression artérielle pulmonaire). Dans tous les cas c'est sur le tracé de pression du liquide céphalo-rachidien qu'on observe le minimum d'oscillations parasites surajoutées et, un peu plus rarement, sur le tracé de pression artérielle pulmonaire (fig. 8 et 9), lorsque la décompression coïncide avec la diastole ventriculaire.

On voit donc que ces deux tracés représentent assez fidèlement les variations de la pression intrapulmonaire et l'on serait assez tenté, parmi les deux tracés disponibles, de choisir celui de pression du liquide céphalo-rachidien. Mais, depuis les récentes et

précises recherches de HAMILTON [44] effectuées à l'aide d'une technique expérimentale d'une grande rigueur, on sait que les amplitudes du tracé de pression du liquide céphalo-rachidien ne sont que proportionnelles aux variations de pression pulmonaire, alors que la pression artérielle pulmonaire représente véritablement la transmission liquidienne immédiate et exacte de la pression intrapulmonaire. Aussi, dans les cas favorables, le tracé de pression artérielle pulmonaire (avec, comme contrôle, celui de la pression du liquide céphalo-rachidien) représente le plus exactement, et en vraie grandeur, la variation de la pression intrapulmonaire.

Ce résultat est important et nous a permis de calculer, à partir des courbes expérimentales de pression artérielle pulmonaire, la loi de décompression pulmonaire et la loi de pression pulmonaire en régime variable, calculs qui ont fait l'objet des chapitres V et VI.

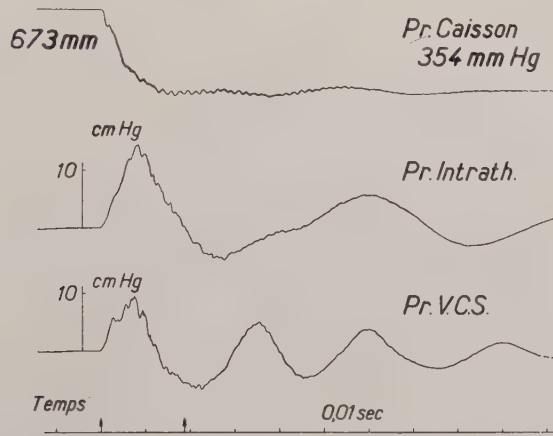


Fig. 10. — Chien chloralosé
De haut en bas : pression du caisson, pression intrathoracique
extrapleurale, pression veineuse cave, temps en 1/100 de seconde
Entre les deux flèches décompression explosive d'une
pression de 673 mm (1/000 m) à une pression de 354 mm
de mercure (6 000 m)

Pression intrathoracique extrapleurale et pression veineuse.

La pression intrathoracique extrapleurale et la pression veineuse évoluent en deux temps (*fig. 10*) :

— dans un premier temps, d'environ 7,5 ms, on observe une augmentation brutale de pression. Dans le cas de la pression intrathoracique extrapleurale et de la pression veineuse cave, cette augmentation est à peu près identique à celle qui est observée pour la pression artérielle pulmonaire.

Dans le cas de la pression veineuse jugulaire, l'augmentation de pression est de même forme mais d'amplitude moindre ;

— dans un deuxième temps, la pression thoracique extrapleurale diminue brutalement puis, après une légère remontée, revient à sa valeur de départ avec des oscillations de période importante et de faible amplitude. De même, la pression veineuse

diminue brutalement, puis remonte et revient à sa valeur de départ mais avec des oscillations de périodes plus courte (de l'ordre de 0,02 s) et d'amplitude importante.

La première partie des courbes de pression intrathoracique extrapleurale et de pression veineuse correspond assez exactement à celle des courbes de pression artérielle pulmonaire. Elle représente aussi la mise en surpression du poumon à volume constant et suivant la loi (1). Nous n'avons jamais observé de fronts raides.

La deuxième partie des courbes est plus difficile à interpréter. On peut toutefois supposer que l'expansion du thorax crée une chute de pression intrathoracique brutale, accompagnée d'un mouvement d'oscillation de la cage thoracique autour de sa nouvelle position d'équilibre, et qui entraîne des variations de pression locales importantes. Cette même chute de pression, succédant à la surpression, entraînerait aussi une série d'oscillations propres dans le système vasculaire.

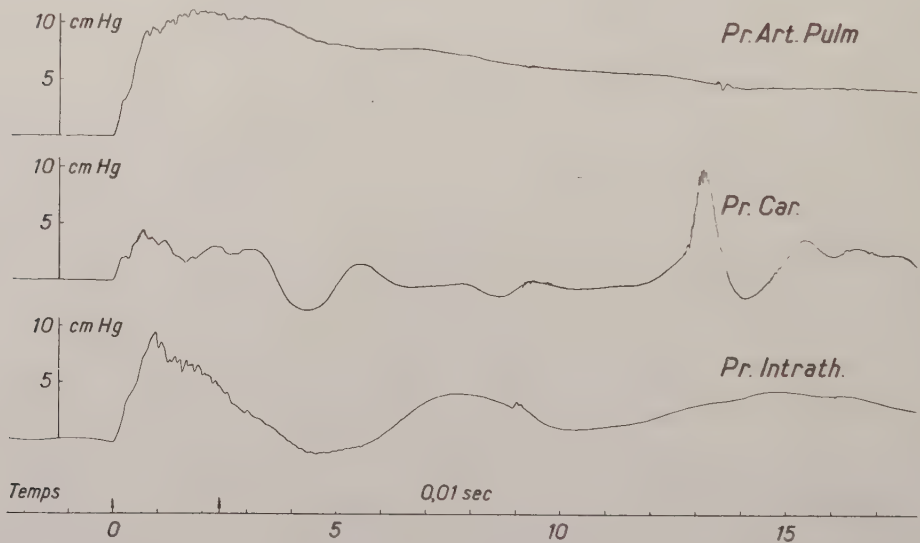


Fig. 11. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression de l'artère pulmonaire, pression carotidienne, pression intrathoracique extrapleurale, temps en 1/100 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 354 mm (6 000 m) à 145 mm de mercure (12 000 m). On notera l'onde de surpression importante, visible sur le tracé carotidien et survenant 13/100 de seconde après le début de la décompression

Pression artérielle carotidienne.

La courbe de pression artérielle carotidienne présente de nombreuses modalités différentes d'un animal à l'autre. Néanmoins, le type le plus fréquent est représenté par un tracé en deux temps qui rappelle celui de pression veineuse jugulaire :

— dans un premier temps, de l'ordre de 7,5 ms, on observe une augmentation brutale de pression artérielle, moins élevée, toutefois, que la surpression pulmonaire qui la provoque ;

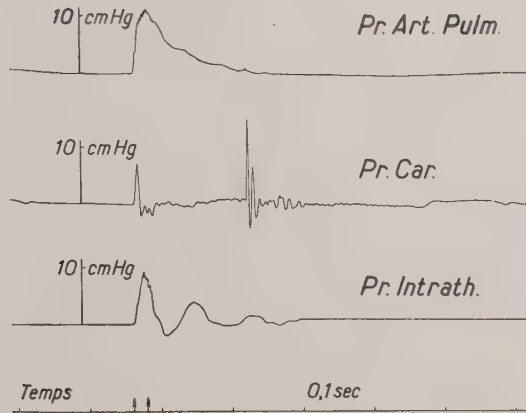


Fig. 12. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression de l'artère pulmonaire, pression carotidienne, pression intrathoracique extrapleurale, temps en 1/10 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 354 mm (6 000 m) à 145 mm de mercure (12 000 m). On notera l'onde de surpression importante visible sur le tracé carotidien et survenant environ 15/100 de seconde après le début de la décompression, ainsi que la régularité du tracé de décompression pulmonaire, visible sur le tracé d'artère pulmonaire, à opposer avec les oscillations du tracé de pression intrathoracique

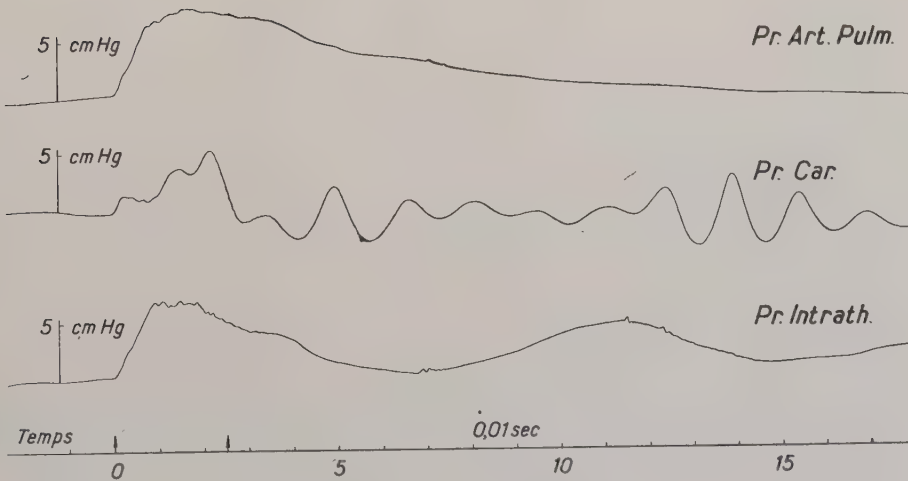


Fig. 13. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression de l'artère pulmonaire, pression carotidienne, pression intrathoracique extrapleurale, temps en 1/100 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 230 mm (9 000 m) à 90 mm de mercure (15 000 m). On notera le deuxième tracé d'onde visible sur le tracé de pression carotidienne et survenant 13/100 de seconde après le début de la décompression

— dans un deuxième temps, cette surpression diminue brutalement puis, après une remontée, retourne à sa valeur de départ avec des oscillations de période assez courte (et de l'ordre de 0,02 s) et d'amplitude d'abord assez importante, qui s'amortissent rapidement.

En outre, assez fréquemment on observe une onde de surpression d'amplitude importante et souvent supérieure à celle du premier accident artériel, survenant 0,1 ou 0,2 s après la décompression (fig. 11, 12, 13).

Cette onde de surpression, probablement due à la réflexion de l'accident initial dans le système artériel, ne nous a pas semblé avoir de conséquences nocives dans les décompressions que nous avons étudiées.

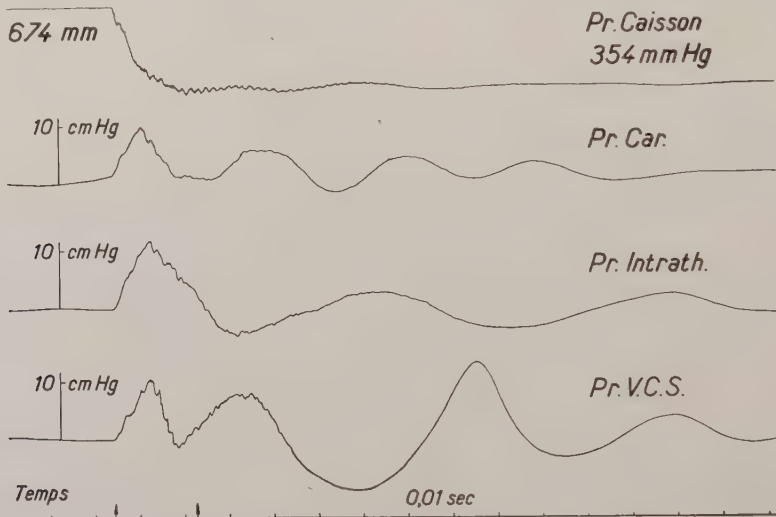


Fig. 14. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression du caisson, pression carotidienne, pression intra-thoracique extrapleurale, pression de la veine cave supérieure, temps en 1/100 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 674 mm (1 000 m) à 354 mm de mercure (6 000 m). On notera les oscillations de la pression carotidienne ainsi que l'amplitude importante des oscillations de pression veineuse

IMPORTANCE DE CERTAINS EFFETS PHYSIOLOGIQUES

Certains accidents des courbes de pression ne sont pas sans importance et permettent d'interpréter diverses constatations.

La surpression brutale du liquide céphalo-rachidien au moment de la décompression de cabine permet d'expliquer la sensation d'éblouissement décrite par les sujets humains à cette occasion.

Il ne semble pas y avoir d'onde de choc dans le système circulatoire au sens physique précis du mot, comme le suggèrent WHITEHORN et HITCHCOCK [47], [83], et l'onde réfléchie que nous avons observée dans le système artériel semble devoir ne causer aucune lésion.

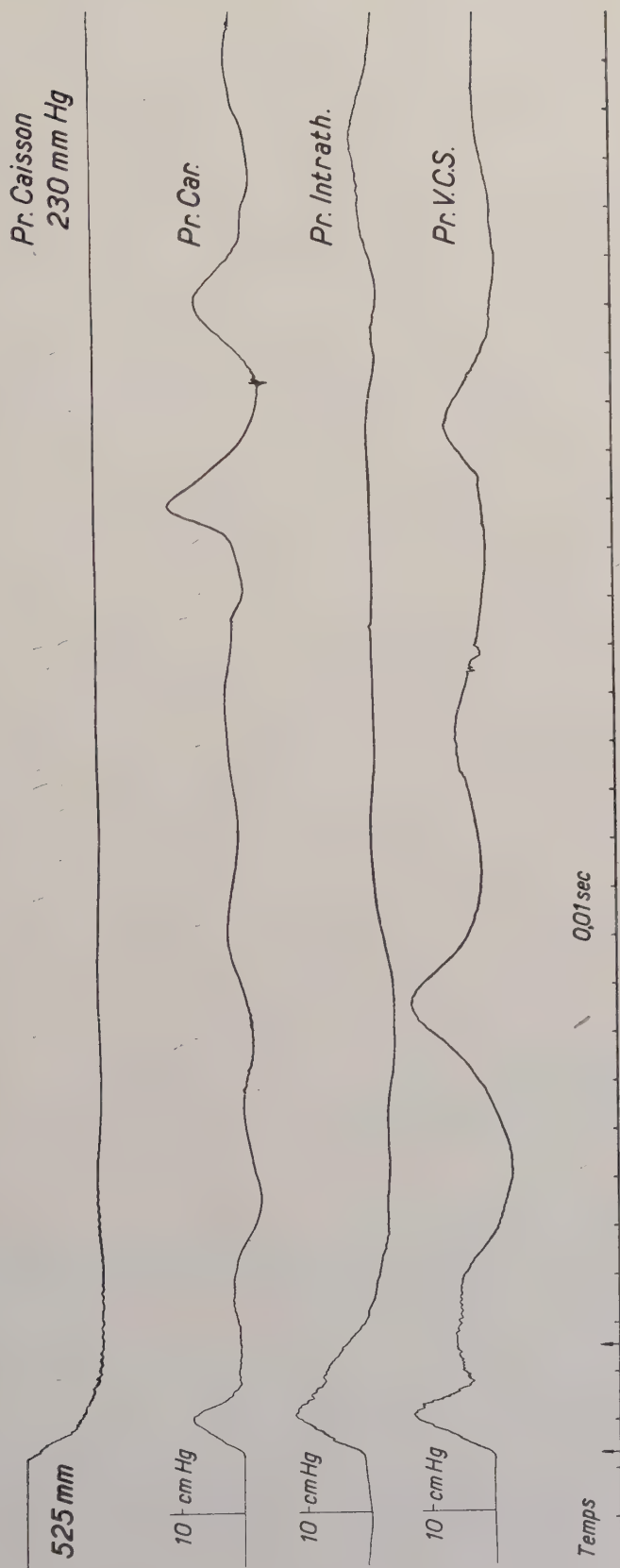


Fig. 15. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression du caisson, pression carotidienne, pression intrathoracique extrapleurale, pression de la veine cave supérieure, temps en 1/100 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 525 mm (3 000 m) à 230 mm de mercure (9 000 m). On notera les deux ondes de surpression importantes visibles sur le tracé carotidien et survenant 19/100 de seconde après le début de la décompression ainsi que l'amplitude des oscillations de pression visibles sur le tracé de pression veineuse cave supérieure

Mais, comme on l'a vu, un mouvement ondulatoire de courte période et d'amplitude importante peut être observée dans le système veineux. Les suffusions hémorragiques pulmonaires, cardiaques et intracrâniennes, longuement étudiées et décrites par EDELMANN [20], confirmées ensuite par divers auteurs et par nous-même [47], pourraient être attribuées à l'éclatement de capillaires veineux sous l'action des oscillations rapides et brutales de pression veineuse (*fig. 14, 15, 16*) transmises à partir des vaisseaux thoraciques.

Ces faits amènent à reconsidérer la pathogénie de l'hémorragie décrite par BERGERET et GIORDAN [5], sur qui l'attention a de nouveau été attirée par COLE [14], [15] et que CHANG, MARGARIA et GELFAN [11] avaient cru pouvoir attribuer uniquement à la recompression. On sait que les veines tympaniques communiquent avec les veines

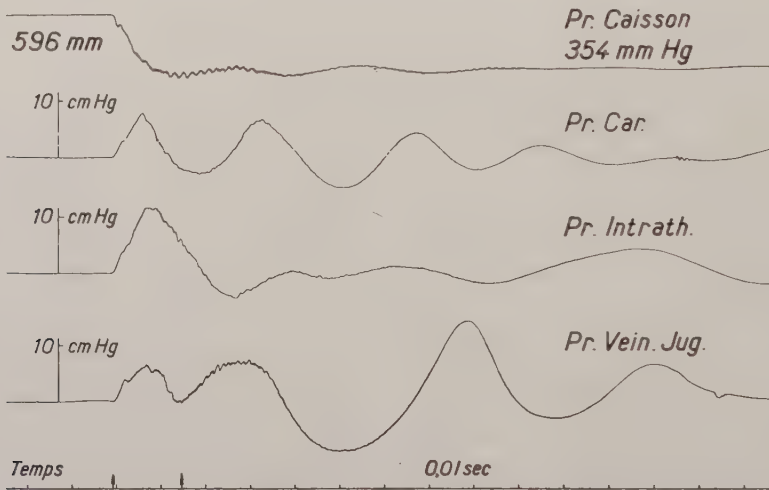


Fig. 16. — Chien chloralosé

De haut en bas : pression du caisson, pression carotidienne, pression intrathoracique extrapleurale, pression de la veine jugulaire droite, temps en 1/100 de seconde

Entre les deux flèches, décompression explosive d'une pression de 596 mm (2 000 m) à 354 mm de mercure (6 000 m). On notera les oscillations de la pression carotidienne ainsi que l'amplitude des oscillations secondaires de pression dans la veine jugulaire qui contraste avec le peu d'importance de l'accident initial

cérébrales. L'hémorragie rétrotympanique mise en évidence par la recompression semble être préparée par la fragilisation préalable des capillaires veineux lors des à-coups de pression vasculaire, au moment de la décompression.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE VII

Nous étudions dans ce chapitre les particularités des tracés des pressions thoracique extrapleurale, veineuse, céphalorachidienne, artérielle pulmonaire et carotidienne, ainsi que l'interprétation qu'elles permettent de fournir à diverses constatations.

Nos résultats proviennent de l'étude de quatre-vingt-quinze décompressions effectuées sur trente-trois chiens et enregistrées à l'aide de la version physiologique de l'appareil de FLEURY :

1° les pressions thoracique extrapleurale, veineuse, céphalo-rachidienne, artérielle pulmonaire et carotidienne, présentent toutes une augmentation brutale au début de la décompression. Cette augmentation correspond à la mise en surpression du poumon à volume constant mais ne présente à aucun moment les caractères d'une onde de choc, au sens où l'entendent les physiciens ;

2° l'augmentation brutale de pression du liquide céphalorachidien permet d'expliquer la sensation d'éblouissement ressentie par les sujets humains au cours des décompressions explosives ;

3° l'augmentation brutale de pression dans le système veineux, donne naissance à des à-coups de pression qui se propagent à l'intérieur des veines. On peut ainsi trouver une interprétation satisfaisante aux diverses lésions hémorragiques pulmonaires cardiaques, sous-durales et rétrotympaniques qui ont été observées comme séquelles de semblables décompressions ;

4° on observe un accident initial analogue dans le système artériel, mais, de plus, et assez fréquemment, une onde de surpression d'amplitude supérieure au premier accident, survenant 0,1 à 0,2 s après la décompression. Cette onde de surpression ne nous a pas semblé avoir d'effets nocifs, du moins dans les décompressions que nous avons étudiées.

CHAPITRE VIII

LA NOTATION RATIONNELLE DES DÉCOMPRESSIONS EXPLOSIVES

L'expression différentielle de la loi de décompression montre que toute décompression dépend de deux paramètres :

- le coefficient de fuite F (rapport surface de l'orifice de fuite/volume de cabine) ;
- le rapport de pression R : pression initiale/pression finale.

Un classement des décompressions à l'aide de ces deux paramètres, qui interviennent dans la loi de décompression sous une forme particulièrement simple, repose donc sur une base théorique solide.

De plus, nous avons vu dans le chapitre V, qu'au-dessous d'un coefficient de fuite critique ($\frac{1}{100} \text{ m}^2/\text{m}^3$), les décompressions sont sans danger, quel que soit le rapport de pression. De même, l'expérience montre qu'au-dessous d'un rapport de pression critique (2,3), les décompressions sont inoffensives, quel que soit le coefficient de fuite.

Si, sur deux axes perpendiculaires, on porte en ordonnées le rapport de pression et en abscisses le coefficient de fuite d'une décompression (ou son logarithme), les conditions de celles-ci se trouvent représentées par un point du plan. Si l'on représente ainsi les conditions de toutes les décompressions connues et étudiées (*fig. 17*), on constate que tous les points représentatifs des décompressions dangereuses se trouvent groupés à droite de l'abscisse $1/100$ (dans le sens des abscisses croissantes) et au-dessus de l'ordonnée 2,3.

Les droites d'abscisse $1/100$ et d'ordonnée 2,3 définissent ainsi une zone à droite de $1/100$ et au-dessus de 2,3. Tous les points à l'extérieur de cette zone correspondent à des conditions de décompression inoffensive.

Nous proposons d'appeler rapide ou explosive toute décompression qui peut, par ses conditions, être dangereuse, et sommes amené à la définition suivante :

— il y a décompression rapide ou explosive lorsque les deux conditions suivantes sont réunies :

- 1° coefficient de fuite supérieur à $1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$;
- 2° rapport de pression supérieur à 2,3.

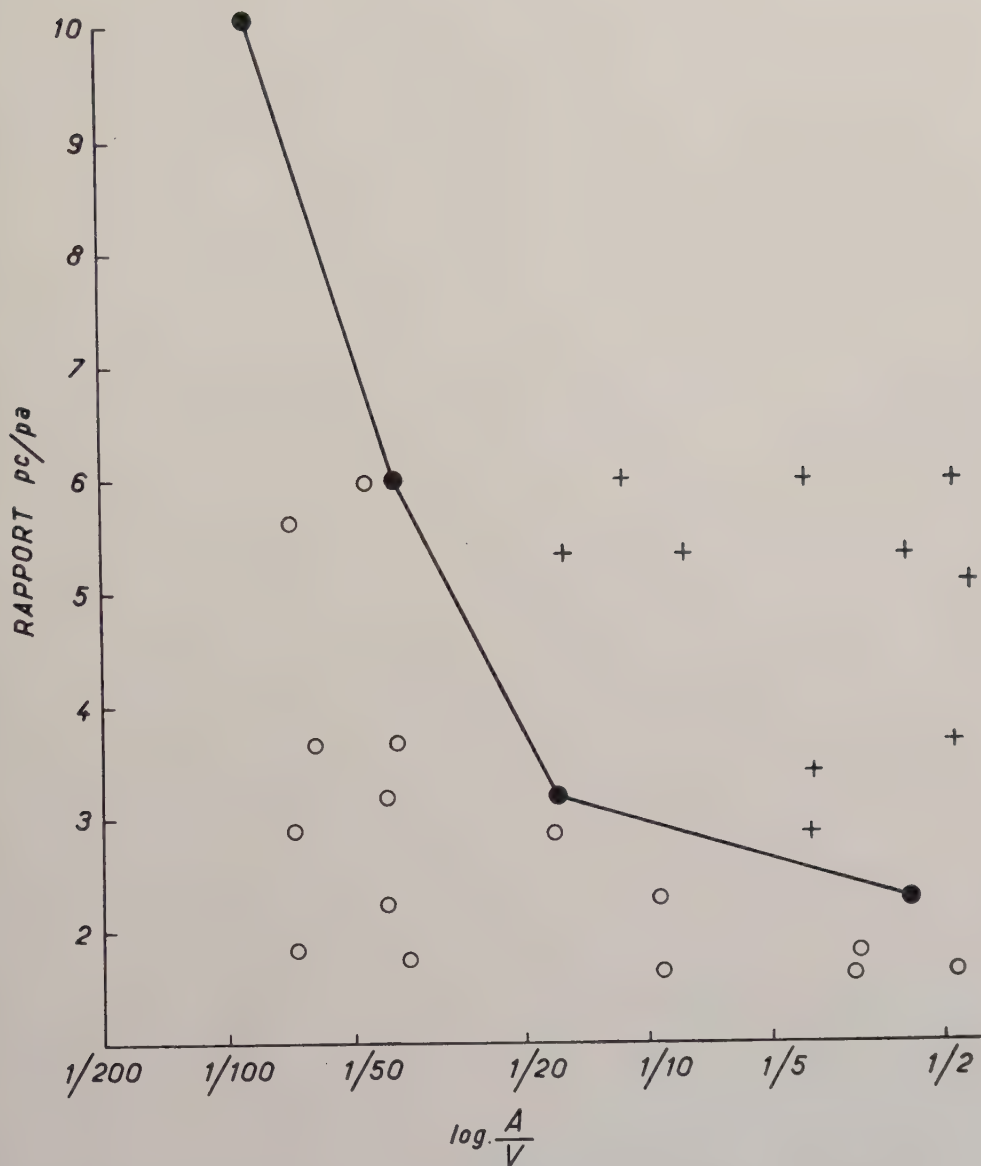


Fig. 17. — Classement des décompressions et notation en coefficient de décompression et rapport de pression

En abscisses : logarithme du coefficient de décompression en m^2/m^3 .

En ordonnées : rapport de pression.

+ point correspondant à des conditions ayant entraîné des lésions.

o point correspondant à des conditions inoffensives.

● point correspondant à des conditions limites.

Les points correspondant à des conditions limites (●) permettent de délimiter une courbe expérimentale bordant la zone de danger.

Cette définition permet de renfermer dans les décompressions explosives, toutes les décompressions qui peuvent entraîner des lésions et il est nécessaire qu'une décompression appartienne à cette catégorie pour pouvoir être dangereuse. Mais toutes les décompressions explosives ne présentent pas obligatoirement de danger.

A l'intérieur de la zone de décompression explosive on connaît des points correspondant à des conditions de coefficient de fuite et de rapport de pression pour lesquelles on n'observe jamais de lésions pathologiques. Ainsi, entre les valeurs asymptotes de $1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$ en abscisses et de 2,3 en ordonnées, on voit se dessiner une courbe expérimentale limitant une zone de sécurité et une zone de danger, courbe que les recherches à venir permettront de définir avec une précision sans cesse accrue.

CONCLUSIONS GÉNÉRALES ET RÉSUMÉ

La mise en surpression des cabines d'avions, si elle présente de très importants avantages, entraîne, en contrepartie, un danger éventuel : la perte accidentelle de la surpression. Cette perte de surpression soumet les occupants à une décompression plus ou moins rapide.

On a pris l'habitude d'appeler décompression explosive la perte accidentelle et rapide de surpression ; on s'est tout naturellement demandé si le facteur vitesse de décompression avait une importance physiopathologique particulière et ajoutait un risque nouveau.

L'étude d'un tel problème a suscité de nombreuses recherches, sans aboutir à une théorie entièrement satisfaisante des phénomènes. Nous nous sommes donc proposé de reprendre l'étude de la décompression explosive en nous efforçant de rendre compte des faits observés d'une manière logique et accessible au calcul.

Nous avons tout d'abord rappelé et discuté les recherches antérieures. Leur étude nous permet de dégager deux faits essentiels :

- a) certaines décompressions particulièrement rapides peuvent entraîner des lésions pathologiques ;
- b) ces lésions sont dues à la surpression pulmonaire.

Or, il existe deux façons d'éviter la production d'une surpression intrapulmonaire dangereuse, à la suite d'une décompression :

1° faire en sorte que la cabine se décomprime toujours plus lentement que le poumon, ce qui nous a conduit à étudier, définir et comparer les lois de décompression de cabine et du poumon. Nous avons pu ainsi préciser les normes de construction exigibles d'une cabine à surpression pour mettre les passagers à l'abri des accidents propres à la décompression explosive ;

2° si ces conditions ne peuvent être réalisées, il devient nécessaire de limiter la pression de cabine. Ceci nous a amené à étudier comment le poumon et la cage thoracique réagissent à la surpression pulmonaire créée par la décompression de cabine. On peut, en effet, se demander si le thorax résiste à la surpression pulmonaire ou se dilate sans résistance.

Pour effectuer ces recherches, nous avons mis au point un système d'enregistrement de la pression intrapulmonaire et des pressions vasculaires dont la fidélité est suffisante pour obtenir des tracés exploitables à l'échelle du 1/100 de seconde et dont l'élément essentiel est un « capteur » transformant les variations de pression en variations de capacité électrostatique.

Nos recherches ont alors essentiellement porté sur quatre points principaux :

- 1° la loi de décompression de cabine ;
- 2° la loi de décompression pulmonaire ;
- 3° la loi de pression pulmonaire au cours de la décompression de la cabine ;
- 4° l'effet physiologique immédiat des décompressions explosives.

En outre, ces recherches nous ont amené à calculer les lois de détente des gaz du poumon et de l'organisme, dont la connaissance est nécessaire pour établir les lois de décompression pulmonaire, et à proposer une notation rationnelle des décompressions explosives.

1° L'ensemble de nos expériences sur la loi de décompression nous a permis d'affirmer que, dans les décompressions explosives, la décompression de cabine et la décompression pulmonaire suivent une loi unique qui s'exprime fort bien par la relation empirique :

$$(1) \quad p = p_a \operatorname{ch} K (t_0 - t),$$

où :

t_0 = temps de décompression de la cabine ;

p = pression instantanée au temps t ;

p_a = pression finale ;

K = coefficient expérimental.

Nous avons montré que le coefficient K , remarquablement constant au cours d'une décompression, satisfait fort bien à la formule :

$$(2) \quad K = \frac{A}{V} \sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}} K_c,$$

où :

$\frac{A}{V}$ = coefficient de fuite de la cabine (rapport de la surface A de l'orifice d'écoulement au volume V) ;

ρ_a = masse spécifique du gaz dans les conditions finales ;

K_c = coefficient de contraction orificielle constant et sans dimensions ($0,9 \pm 0,02$ dans nos expériences).

Nous avons montré que la constance de K au cours d'une décompression et sa proportionnalité à $\sqrt{\frac{p_a}{\rho_a}}$ font qu'à l'orifice tout se passe comme si l'écoulement était isotherme et à la température finale de détente. Ce résultat suggère une équation d'impulsion permettant de faire découler la relation (1) des principes de la thermodynamique.

2° Nous avons montré que la différence essentielle entre la décompression du poumon et la décompression de cabine était due à la présence de deux coefficients de fuite successifs. Nous avons montré que le plus grand de ces coefficients, qui est de l'ordre de $1/50 \text{ m}^2/\text{m}^3$, est un coefficient trachéal ; le plus faible, qui est de l'ordre de $1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$, est un coefficient probablement glottique.

Pour réaliser des décompressions ne créant aucune surpression à l'intérieur des poumons, il suffit que le plus grand coefficient de fuite de cabine soit inférieur au coefficient glottique le plus bas (soit $1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$), ce qui, avec un facteur de sécurité de 100 %, donne un coefficient de fuite maximum de $1/200 \text{ m}^2/\text{m}^3$.

Soit un avion dont la cabine a un volume de 80 m^3 , prévu pour voler à une altitude de croisière de 12 000 m (144,6 mm de Hg), avec une pression de cabine équivalente à 1 000 m (674 mm de Hg). Pour un tel avion, dont le rapport de pression est de 4,66, l'ouverture accidentelle maximum ne doit pas dépasser :

$$80 \times \frac{1}{200} = 0,4 \text{ m}^2,$$

pour éviter toute surpression pulmonaire et tout accident résultant de la vitesse de décompression.

Toutefois, pour des rapports de pression $R = p_c/p_a$ inférieurs à 4 (p_c représentant la pression de cabine initiale, p_a la pression finale), l'expérience montre qu'on peut utiliser un coefficient de fuite maximum plus élevé et de l'ordre du coefficient de fuite trachéal (soit $1/50$). La décompression est alors ressentie mais ne présente aucun danger.

Si le même avion (cabine de 80 m^3) était prévu pour voler à une altitude de croisière de 9 000 m (230 mm de Hg), avec une pression de cabine équivalente à 1 000 m (674 mm de Hg), le rapport de pression de $2,93 < 4$ permettrait une ouverture maximum admissible non plus de 0,4 mais de $1,6 \text{ m}^2$.

Ces résultats sont donc immédiatement applicables à la construction aéronautique et permettent, lorsqu'on connaît le volume d'une cabine et le rapport de pression imposé par les conditions de vol, de calculer la valeur maximum des surfaces présentant un risque de rupture (hublots et fenêtres de visée) compatible avec une sécurité totale vis-à-vis des décompressions explosives.

Importants du point de vue pratique, ces résultats ne le sont pas moins du point de vue théorique pour l'étude de la mécanique des écoulements respiratoires qu'ils permettent de considérer sous un jour nouveau.

3° Étudiant la pression pulmonaire au cours de la décompression de cabine, nous avons montré que, dans un premier temps d'environ 7,5 ms, le poumon se comporte comme un récipient de volume invariable. C'est seulement après ce délai que l'expansion de la cavité thoracique se produit progressivement. La mise en surpression du poumon est donc immédiate et brutale ; elle est indépendante de la position respiratoire de la cage thoracique. Ce fait rend discutables toutes les formules de sécurité qui reposent sur l'hypothèse d'un poumon qui se laisse dilater à son volume maximum, sans résistance ni retard.

Par ailleurs, l'expérience montre que, dans le cas des décompressions explosives de coefficient de fuite élevé, la présence ou l'absence de lésions est liée au rapport des pressions initiales et finales plus qu'à leur différence. Pour un coefficient de fuite de l'ordre de $1/2 \text{ m}^2/\text{m}^3$ ce rapport ne doit pas dépasser 2,3. Cette valeur semble être la limite du rapport de pression au-dessous de laquelle il n'y a pas de lésion, quel que soit le coefficient de fuite.

On voit ainsi que dans le cas d'un avion à grande verrière, du type avion de chasse,

pour une altitude d'utilisation de 12 000 m (144,6 mm de Hg), la pression de cabine doit être au plus de :

$$144,6 \times 2,3 = 330 \text{ mm de Hg}$$

(et l'altitude de cabine au moins de 6 500 m) pour que le pilote soit à l'abri de tout accident en cas de décompression brusque.

4° L'expression différentielle de la loi de décompression montre que toute décompression dépend de deux paramètres :

- le coefficient de fuite F (rapport surface de l'orifice de fuite/volume de cabine) ;
- le rapport de pression R : pression initiale/pression finale.

Un classement des décompressions à l'aide de ces deux paramètres repose donc sur une base théorique solide.

Nous avons montré qu'au-dessous d'un coefficient de fuite critique ($1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$), les décompressions sont sans danger, quel que soit le rapport de pression. De même, l'expérience montre qu'au-dessous d'un rapport de pression critique (2,3) les décompressions sont inoffensives, quel que soit le coefficient de fuite.

Nous proposons d'appeler rapide ou explosive toute décompression dont le coefficient de fuite et le rapport de pression sont simultanément supérieurs aux valeurs critiques de $1/100 \text{ m}^2/\text{m}^3$ et 2,3.

Ces conditions, nécessaires pour qu'une décompression soit dangereuse, ne sont pas suffisantes et les résultats des décompressions de conditions connues permettent de diviser la zone de décompression explosive en une zone de sécurité et une zone de danger.

5° Nous avons été amené à calculer la loi de détente des gaz de l'organisme, dont la connaissance est nécessaire pour l'établissement des lois de décompression pulmonaire.

La présence de vapeur d'eau, constituant condensable, donne à la détente rapide de ces gaz une physionomie particulière qui semble avoir échappé jusqu'à présent et que nous avons précisée.

Nous avons montré que l'expansion $E = \frac{V_f}{V_i}$ (rapport du volume final au volume initial) est représentée, avec une exactitude suffisante, par la formule :

$$(3) \quad E = \left(\frac{p_c}{p_a} \right)^{0,909}$$

(0,909 étant l'inverse du coefficient polytropique de détente $n = 1,1$).

On ne peut donc accepter l'expression proposée par LOVELACE et GAGGE :

$$E = \frac{p_c - 47}{p_a - 47}$$

(les pressions étant exprimées en millimètre de mercure).

Cette expression, entièrement valable dans les décompressions lentes, représente non l'expansion immédiate mais l'expansion, au stade bien ultérieur, de resaturation après détente.

6° L'étude comparée des diverses pressions physiologiques montre que celles-ci subissent une augmentation brutale au début des décompressions explosives.

Mais cette augmentation n'est pas due à une onde de choc, comme certains l'ont cru, mais seulement à la transmission de la brusque surpression pulmonaire due au retard de l'expansion thoraco-abdominale sur la chute de pression extérieure.

L'augmentation brutale de pression du liquide céphalorachidien permet ainsi d'expliquer la sensation d'éblouissement ressentie par les sujets humains au moment de la décompression.

L'augmentation brutale de pression dans le système veineux donne naissance à des ondes de pression qui se propagent à l'intérieur des veines. On peut ainsi trouver une interprétation satisfaisante aux diverses lésions hémorragiques pulmonaires, cardiaques sous-durales et rétrotympaniques, qui ont été observées comme séquelles de semblables décompressions et inexpliquées jusqu'ici.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] ARMSTRONG (H. G.). — *The medical problems of sealed high altitude aircraft compartments*. J. Aviat. Med., 1936, **7** : 2.
- [2] ARMSTRONG (H. G.). — *Principles and practice of aviation medicine*. Baltimore : Williams and Wilkins, 1939.
- [3] BENZINGER (T.). — *Physiologische Grundlagen für Bau und Einsatz von Stratosphären Flugzeugen*. Schrift. d. Deutsch. Acad. d. Luftfahrtforschung, 1943, **7** : 29.
- [4] BENZINGER (T.). — Chapitre 4 M : *Explosive decompression*, in *German Air Science World War II*. Washington : U.S. Government Printing Office, 1950.
- [5] BERGERET (P.) et GIORDAN (P.). — *Effets des décompressions instantanées sur l'animal*. C.R. Soc. Biol., 1939, **121** : 1044.
- [6] BOUASSE (H.). — *Jets, tubes et canaux*. Paris : Delagrave, 1923, p. 438.
- [7] BURCH (B. H.). — *Electrocardiographic observations following explosive decompression of dogs to 30 mm Hg*. Fed. Proc., 1949, **8** : 19.
- [8] BURCH (B. H.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Survival time of dogs at a barometric pressure of 30 mm Hg*. Amer. J. Physiol., 1949, **155** : 429.
- [9] BURCH (B. H.) et HITCHCOCK (F. A.). — *X. Ray observation of dogs following explosive decompression to 30 mm Hg*. Fed. Proc., 1950, **9** : 19.
- [10] BURCH (B. H.), KEMPH (J. P.), VAIL (E. G.), FRYE (S. A.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Some effects of explosive decompression and subsequent exposure to 30 mm Hg on the hearts of dogs*. J. Aviat. Med., 1952, **23** : 159.
- [11] GHANG (H. T.), MARGARIA (R.) et GELFAN (S.). — *Pressure changes and barotrauma resulting from decompression and recompression in the middle ear of monkeys*. Arch. Oto-laryng., 1950, **51** : 378.
- [12] CIEUTAT (B.). — *Application des jauges d'effort à la mesure des phénomènes biologiques*. Electronique, 1949, N° 29 : 3.
- [13] CIEUTAT (B.). — *La mesure des phénomènes biologiques*. Mesures et Contrôle industriel 1951, **16** : 353.
- [14] COLE (C. H.), CHAMBERLAIN (D. M.), KEMPH (J. P.), BURCH (B. H.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Pathological effects of explosive decompression to 30 mm Hg*. Amer. J. Physiol., 1952, **171** : 714.
- [15] COLE (C. H.), CHAMBERLAIN (D. M.), KEMPH (J. P.), BURCH (B. H.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Pathological effects of explosive decompression to 30 mm Hg*. J. appl. Physiol., 1953, **6** : 96.
- [16] COREY (E. L.). — *An experimental study of explosive decompression injury*. Amer. J. Physiol., 1947, **150** : 607.
- [17] COREY (E. L.). — *Factors in explosive decompression injury*. Amer. J. Physiol., 1949, **157** : 88.

- [18] COREY (E. L.) et LEWIS (E. G.). — *Etiology of explosive decompression injury*. Amer. J. Physiol., 1950, **162** : 452.
- [19] DOWLING (F.) et GELFAN (S.). — *Cardiac changes in monkeys following explosive decompression to extreme altitudes*. Fed. Proc., 1949, **8** : 36.
- [20] EDELMANN (A.), WHITEHORN (W. V.), LEIN (A.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Pathological lesions produced by explosive decompression*. J. Aviat. Med., 1946, **17** : 546.
- [21] EDELMANN (A.), WHITEHORN (W. V.) et HITCHCOCK (F. A.). — *The effects of explosive decompression on human subjects*. Fed. Proc., 1946, **5**, Part. 2 : 24.
- [22] EDELMANN (A.) et STACY (R. W.). — *The effect of explosive decompression to 30 mm Hg on the lung volume of the rat*. Fed. Proc., 1947, **6** : 100.
- [23] FLEURY (R.). — *Méthodes et appareils d'observation et d'enregistrement des phénomènes rapides et, en particulier, des pressions des gaz dans les moteurs à combustion*. Techn. et Sci. Aéronaut., 1950 : 280.
- [24] FOCH (A.). — *Introduction à la mécanique des fluides*. Paris : Armand Colin, 1941.
- [25] FOCH (A.). — *Thermodynamique*. Paris : E.N.S.Aé., 1951.
- [26] FRANCK (O.). — *Kritik der elastischen Membranmanometer*. Ztschr. f. Biologie, 1903, **44** : 445.
- [27] FRYER (D. I.). — *Consequence of loss cabin pressure*. Rapport à l'Advisory Group for Aeromedical Research and Development (A.G.A.R.D.), 1953.
- [28] FUSCO (M.), MELLETTE (H.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Determination of the etiology of pathological effects of explosive decompression, on the lungs of rats*. Fed. Proc., 1948, **7** : 39.
- [29] FULTON (J. F.). — *The spring of the air*, in *Aviation Medicine in its preventive aspects*. London : Oxford University Press, 1948, p. 93.
- [30] GAGGE (A. P.). — *Explosive decompression. A summary and evaluation for aircraft designers*. U.S.A.F. Report, 1945.
- [31] GAGGE (A. P.) et SHAW (R. S.). — Article *Aviation Medicine*, in *Otto GLASER. Medical Physics*, vol. II, p. 41. Chicago : Year Book Publishers, 1950.
- [32] GAGGE (A. P.) et SWEENEY (H. M.). — *A practical criterion for evaluating the danger of explosive decompression*. Fed. Proc., 1946, **5**, Part. 2 : 31.
- [33] GARSAX (P.), RICHOU (M.) et LAURENT (M.). — *Sur les accidents de l'aviation aux hautes altitudes. Recherches expérimentales sur les effets des décompressions brusques par explosion de carlingues étanches*. Bull. Acad. Méd., 1939, **122** : 164.
- [34] GELFAN (S.). — *Explosive decompression of macaque monkeys to extreme altitude and recompression at free fall rates*. J. appl. Physiol., 1950, **3** : 254.
- [35] GELFAN (S.) et DAVIS (G. D.). — *Explosive decompression of monkeys at extreme altitude*. Fed. Proc., 1948, **7** : 40.
- [36] GELFAN (S.), NIMS (L. F.) et LIVINGSTON (R. B.). — *Cause of death from explosive decompression at high altitudes*. Fed. Proc., 1947, **6** : 110.
- [37] GELFAN (S.) et WERNER (A. Y.). — *Blood pressure changes following explosive decompression of monkeys to extreme altitudes*. Fed. Proc., 1951, **10** : 48.
- [38] GELFAN (S.) et WERNER (A. Y.). — *Cardiovascular responses following explosive decompression of macaque monkeys to extreme altitudes*. J. appl. Physiol., 1951, **4** : 280.
- [39] GILLESPIE (K. W.). — *Determinations of time of decompression in altitude chambers*. U.S.A.F. Report, 1952.

- [40] GRANDPIERRE (R.) et LEMAIRE (R.). — *Les aspects physiologiques des cabines à surpression pour avions*. Méd. Aéronaut., 1947, **2** : 212.
- [41] GRANDPIERRE (R.), GROGNOT (P.) et VIOLETTE (F.). — *Some particular effects of explosive decompression on animals*. J. Aviat. Med., 1953, **24** : 20.
- [42] HABER (F.). — *On the physical process of explosive decompression*. J. Aviat. Med., 1950, **21** : 495.
- [43] HALL (F. G.). — *Pattern of gas expulsion from human lung during rapid decompression*. Fed. Proc., 1950, **9** : 55.
- [44] HAMILTON (W. F.), WOODBURY (R. A.) et HARPER (H. T. Jr). — *Arterial, cerebrospinal and venous pressures in man during cough and strain*. Amer. J. Physiol., 1944, **141** : 42.
- [45] HANSEN (A. T.). — *Pressure measurement in the human organism*. Acta. Physiol. Scandinav., 1949, **19** (Suppl. 68).
- [46] HEIM (J. W.). — *Physiologic considerations governing high altitudes flight*. J. Aeronaut. Sci., 1938, **5** : 189.
- [47] HITCHCOCK (F. A.). — Chapitre 12 : *Explosive decompression*, in FULTON (J. F.), *Decompression sickness, U.S.N.R.C. Monography*, Philadelphie : Saunders, 1951.
- [48] HITCHCOCK (F. A.). — *Physiological and pathological effects of explosive decompression*. J. Aviat. Med., 1954, **25**, 578.
- [49] HITCHCOCK (F. A.), BEMAN (F. M.) et KEMPH (J. P.). — *Estimation of subcutaneous pressure in animals explosively decompressed to pressure of 30 mm Hg*. Fed. Proc., 1948, **7** : 55.
- [50] HITCHCOCK (F. A.), EDELMANN (A.), SHELDEN (F. F.) et WHITEHORN (W. V.). — *The volume and composition of air expelled from the lungs during explosive decompression*. Fed. Proc., 1947, **6** : 130.
- [51] HITCHCOCK (F. A.) et EDELMANN (A.). — *The response of normal dogs to explosive decompression to 30 mm Hg*. Fed. Proc., 1947, **6** : 130.
- [52] HITCHCOCK (F. A.), WHITEHORN (W. V.) et EDELMANN (A.). — *Tolerance of normal men to explosive decompression*. J. appl. Physiol., 1948, **1** : 418.
- [53] IVY (A. C.). — *High altitude problems in aviation*. Fed. Proc., 1946, **5** : 319.
- [54] KEMPH (J. P.), BURCH (B. H.), BEMAN (F. M.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Further observations on dogs explosively decompressed to an ambient pressure of 30 mm Hg*. J. Aviat. Med., 1954, **25** : 107.
- [55] KEMPH (J. P.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Effects of oxygen administration on the survival of dogs explosively decompressed to 30 mm Hg*. Fed. Proc., 1949, **8** : 85.
- [56] KEMPH (J. P.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Changes in the blood following explosive decompression*. Amer. J. Physiol., 1949, **155** : 447.
- [57] LAURENT (M.). — *Les accidents de l'aviation aux hautes altitudes. Recherches expérimentales sur les décompressions brusques par rupture des cabines étanches*. Thèse Med., Paris, 1939. Paris : Vigot, 1939.
- [58] LIVINGSTON (R. B.). — *Addendum to Explosive decompression*, in FULTON (J. F.), *Decompression sickness, U.S.N.R.C. Monography*, Philadelphie : Saunders, 1951, p. 396.
- [59] LIVINGSTON (R. B.), GELFAN (S.) et NIMS (L. F.). — *Pathology in suddenly decompressed rats*. Fed. Proc., 1947, **6** : 154.
- [60] LOVELACE (W. V.) et GAGGE (A. P.). — *Aeromedical aspects of cabine pressurisation for military and commercial aircrafts*. J. Aeronaut. Sci., 1946, **13** : 143.

- [61] LUFT (U. C.), CLAMANN (H. G.) et OPITZ (E.). — *The latency of hypoxia on exposure to altitude above 50 000 feet.* J. Aviat. Med., 1951, **22** : 117.
- [62] MAHONEY (D. I.). — *Repeted explosive decompressions.* Fed. Proc., 1949, **8** : 104
- [63] MONNIER (A. M.) et VIOLETTE (F.). — Travail en préparation.
- [64] ROCARD (Y.). — *Dynamique générale des vibrations.* Paris : Masson, 1949.
- [65] ROCARD (Y.). — *Thermodynamique.* Paris : Masson, 1950.
- [66] SCHUELE (W.). — *Technische Thermodynamik*, Bd 2, Berlin : Springer, 1923, p. 366.
- [67] SMITH (J. J.). — *Effects of explosive decompression on animals.* U.S.A.F. Report, 1942.
- [68] SMITH (J. J.). — *Physiological and pathological effects of explosive decompression.* Thèse de doctorat en Philosophie, Northwestern University, 1946.
- [69] SWEENEY (H. M.). — *Explosive decompression.* Air Surg. Bull., 1944 : I (N° 10) : 1.
- [70] SWEENEY (H. M.) et JOFFE (M. H.). — *The effects of explosive decompression and the extent to which it has been proven safe for young healthy subjects.* Fed. Proc., 1945, **4** : 69.
- [71] VAIL (E. G.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Effect of explosive decompression on the right and left heart.* Fed. Proc., 1949, **8** : 168.
- [72] VAIL (E. G.) et HITCHCOCK (F. A.). — *Effect of explosive decompression on the temperature of the lungs.* Amer. J. Physiol., 1949, **155** : 473.
- [73] VAN LERBERGHE (C.) et GLANSDORFF (P.). — *Thermodynamique des gaz humides.* Liège : Béranger : 1935.
- [74] VIOLETTE (F.). — *Effets circulatoires et respiratoires des décompressions explosives.* J. Physiol., Paris, 1952, **44** : 345.
- [75] VIOLETTE (F.). — *Effets cardiovasculaires de certaines décompressions explosives.* Méd. Aéronaut., 1952, **7** : 489.
- [76] VIOLETTE (F.). — *Recherches sur la loi de décompression dans les décompressions explosives.* C.R. Acad. Sci., Paris, 1953, **236** : 2213.
- [77] VIOLETTE (F.). — *L'expansion des gaz de l'organisme au cours des décompressions explosives.* C.R. Acad. Sci., Paris, 1953, **237** : 626.
- [78] VIOLETTE (F.). — *Recherches sur la loi de décompression pulmonaire dans les décompressions explosives.* C.R. Acad. Sci., Paris, 1954, **238** : 1735.
- [79] VIOLETTE (F.). — *Quelques effets physiologiques des décompressions explosives.* J. Physiol., Paris, 1954, **46** : 548.
- [80] VIOLETTE (F.). — *L'étude des phénomènes rapides en physiologie.* Laboratoires, 1954 (N° 11), 5.
- [81] WALTER (P. B.). — *Destructive energy in aircraft pressure cabins.* J. Roy. Aeronaut. Soc., 1950, **54** : 235.
- [82] WERNER (A. Y.) et GELFAN (S.). — *Blood pressure changes following explosive decompressions to extreme altitude.* Fed. Proc., 1949, **8** : 163.
- [83] WETTERER (E.). — *Eine neue manometrische Sonde mit elektrischer Transmission.* Ztschr. f. Biologie, 1944, **101** (Neue Folge, **83**) : 332.
- [84] WHITEHORN (W. V.). — *Circulatory responses to exposure to barometric pressure, of 30 mm Hg.* Fed. Proc., 1948, **7** : 133.
- [85] WHITEHORN (W. V.), LEIN (A.) et EDELMANN (A.). — *The general tolerance and cardiovascular responses of animals to explosive decompression.* Amer. J. Physiol., 1946, **147** : 289.

- [86] WHITEHORN (W. V.), LEIN (A.), EDELMANN (A.) et HITCHCOCK (F. A.). — *The effect of explosive decompression on cerebrospinal fluid pressure.* Amer. J. Physiol., 1946, **148** : 253.
 - [87] WHITEHORN (W. V.), LEIN (A.) et HITCHCOCK (F. A.). — *The effect of binding the abdomen and thorax on pulmonary lesions produced by explosive decompression.* J. Aviat. Med., 1947, **18** : 102.
 - [88] WHITEHORN (W. V.), LEIN (A.) et HITCHCOCK (F. A.). — *The effect of explosive decompression on the occurrence of intravascular bubbles.* J. Aviat. Med. 1947, **18** : 392.
 - [89] WIGGERS (C. J.) et BAKER (W. R.). — *A new universal optical manometer.* J. Lab. and Clin. Med. : 1924, **10** : 54.
-

DEUXIÈME THÈSE

Propositions données par la Faculté

LES NOTIONS MODERNES
CONCERNANT L'AIR ALVÉOLAIRE

Vu et approuvé :

Paris, le 9 mars 1955

Le Doyen de la Faculté des Sciences,

J. PÉRÈS.

Vu et permis d'imprimer :

Le Recteur de l'Académie de Paris,

pour le Recteur :

Le Vice-Président du Conseil de l'Université,

FABRE



IMPRIMERIE



IMPRIMERIE